

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Tomislav Filipović

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Doc. dr. sc. Darko Ivančević, mag. ing. aeroing.

Student:

Tomislav Filipović

Zagreb, 2018.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru doc. dr. sc. Darku Ivančević na pruženoj pomoći, vremenu i strpljenju.

Također se zahvaljujem svojim roditeljima, Ivanu i Svjetlani, što su mi svojim odricanjem omogućili ovaj studij i što su mi uvijek bili potpora.

Posebno se zahvaljujem svojoj djevojci Petri na velikoj i konstantnoj podršci kroz cijeli diplomski studij.

Tomislav Filipović



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur. broj:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Tomislav Filipović**

Mat. br.: 0035186720

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerička analiza kompozitne proteze za trčanje**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical Analysis of a Running-Specific Composite Prosthesis**

Opis zadatka:

Kompozitni materijali se sve češće koriste za izradu proteza zbog svojih visokih specifičnih mehaničkih svojstava. Primjena kompozitnih materijala u izradi proteza omogućuje izradu raznovidnih proteza koje mogu biti individualno konstruirane prema potrebama korisnika. U radu je potrebno provesti numeričku analizu proteze potkoljenice specijalizirane za trčanje primjenom programa Abaqus/Standard ili Abaqus/Explicit. U uvodnom dijelu rada je potrebno dati pregled postojećih kompozitnih proteza te materijala koji se koriste za njihovu izradu.

U okviru rada potrebno je izraditi CAD model na temelju postojećih proteza iz dostupne literature. Pritom je potrebno koristiti odgovarajuća pojednostavljenja koja su neophodna za izradu numeričkog modela kompozitne proteze. Numeričku analizu je potrebno provesti kao dinamičku, a opterećenje i rubne uvjete potrebno je zadati na temelju dostupnih podataka iz literature ili temeljem procjene realnih uvjeta i opterećenja pri trčanju.

U numeričkim analizama potrebno je varirati raspored i orijentaciju te vrstu materijala kompozitnih slojeva s ciljem određivanja utjecaja variranih parametara na krutost konstrukcije i mogućnost povrata energije deformiranja. Čvrstoću kompozitne proteze potrebno je procijeniti korištenjem standardnih kriterija popuštanja koji se koriste za dimenzioniranje kompozitnih konstrukcija.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

3. svibnja 2018.

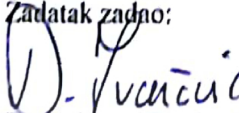
Datum predaje rada:

5. srpnja 2018.

Predviđeni datum obrane:

11., 12. i 13. srpnja 2018.

Zadatak zadano:


Doc. dr. sc. Darko Ivančević

Predsjednica Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. UVOD.....	1
1.1. Povijest.....	1
1.2. Uzroci amputacije i potrebe za protezama	6
1.3. Komplikacije povezne amputacijom.....	7
1.3.1. Edem	7
1.3.2. Rane i infekcije	7
1.3.3. Bol.....	8
1.3.4. Slabost mišića, skraćanje mišića i nestabilnost zglobova	8
1.3.5. Autonomna disfunkcija	8
1.4. Problemi povezni s protezama	8
2. KOMPOZITNI MATERIJALI ZA PROTEZE	9
2.1. Matrice	10
2.1.1. Plastomerne matrice.....	10
2.1.2. Duromerne matrice	10
2.2. Vlakna	11
2.2.1. Staklena vlakna	12
2.2.2. Ugljična vlakna	13
2.2.3. Polimerna vlakna - Kevlar	16
3. KOMPOZITNE PROTEZE POTKOLJENICE.....	18
3.1. Općenito	18
3.2. Proteza za svakodnevnu upotrebu.....	20
3.3. Prijelazna proteza, za korisnike veće tjelesne aktivnosti	21
3.4. Specijalizirane proteze za trčanje i druge profesionalne sportske aktivnosti.....	22
4. NUMERIČKA ANALIZA	23
4.1. 3D model proteze	23
4.2. Materijalni model.....	25
4.3. Numerički model.....	26
4.4. Rubni uvjeti i opterećenje	29
4.5. Kriteriji popuštanja kompozitnog materijala	30
4.5.1. Tsai-Hill kriterij	32
4.5.2. Tsai-Wu kriterij.....	33
4.5.3. Hashinov kriterij	34
4.6. Varijante analiziranih kompozitnih proteza	36
4.6.1. Prva varijanta	39

4.6.2.	Druga varijanta.....	40
4.6.3.	Treća varijanta.....	40
4.6.4.	Četvrta varijanta.....	41
4.6.5.	Peta varijanta.....	42
4.6.6.	Šesta varijanta	42
4.6.7.	Sedma varijanta.....	42
4.7.	Rezultati numeričkih analiza.....	42
4.7.1.	Prva varijanta	42
4.7.2.	Druga varijanta.....	45
4.7.3.	Treća varijanta.....	47
4.7.4.	Četvrta varijanta.....	47
4.7.5.	Peta varijanta.....	48
4.7.6.	Šesta varijanta	51
4.7.7.	Sedma varijanta.....	53
4.8.	Usporedba rezultata.....	55
5.	ZAKLJUČAK.....	59
	LITERATURA.....	60

POPIS SLIKA

Slika 1.	Proteza nožnog palca iz Egipta [4].....	2
Slika 2.	Replika proteze iz Capue [7]	3
Slika 3.	Paréova proteza [2].....	4
Slika 4.	Pottsova „Anglesa leg“ proteza [6]	4
Slika 5.	Primjer moderne proteze [10].....	5
Slika 6.	Proteza za trčanje i fitness [11]	6
Slika 7.	Omjer promjera vlakna i njegove vlačne čvrstoće [23]	11
Slika 8.	Staklena vlakna [25]	13
Slika 9.	Poprečni presjek ugljičnog vlakna [24]	14
Slika 10.	Usporedba ugljičnog vlakna i ljudske vlasi [27]	15
Slika 11.	Kevlar vlakna [29]	17
Slika 12.	Össur - Flex-Foot Assure [31]	18
Slika 13.	Primjeri trkaćih proteza: a) Flex-Foot Cheetah (Össur), b) Flex-Run (Össur), c) Flex-Sprint (Össur), d) C-Sprint (Otto Bock), e) Sprinter (Otto Bock) [20].....	19
Slika 14.	Otto Bock - 1E95 Challenger foot [11]	20
Slika 15.	Össur – Cheetah Xplore [31]	21
Slika 16.	Össur – Cheetah [31]	22
Slika 17.	3D model proteze, dimenzije su u [mm]	24
Slika 18.	Sklop proteze	25
Slika 19.	SC6R i SC8R elementi [37]	27
Slika 20.	Mreža konačnih elemenata proteze	27
Slika 21.	R3D3 i R3D4 elementi s numeracijom čvorova i pozitivnim normalama [38]	28
Slika 22.	Mreža konačnih elemenata za cijeli sklop	28
Slika 23.	Numerički model s referentnim točkama u trenutku $t = 0$ s	30
Slika 24.	Skupine kompozitnih slojeva	37
Slika 25.	Referentni koordinatni sustav određen prema bridu i površini na geometriji proteze	39
Slika 26.	Primjer grubog prijelaza jedne na drugu skupinu slojeva	41
Slika 27.	Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u prvom sloju prve varijante u trenutku $t = 0.124$ s	43
Slika 28.	Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za prvu varijantu ..	43
Slika 29.	Elastična energija proteze za prvu varijantu.....	44
Slika 30.	Iznos Tsai-Hill kriterija po debljini u kritičnom elementu za prvu varijantu, $t = 0.136$ s	44
Slika 31.	Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u zadnjem sloju druge varijante u trenutku $t = 0.156$ s	45
Slika 32.	Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za drugu varijantu	45
Slika 33.	Elastična energija deformiranja proteze za drugu varijantu	46
Slika 34.	Iznos Tsai-Wu kriterija po debljini u kritičnom elementu za drugu varijantu, $t = 0.112$ s	46
Slika 35.	Raspodjela iznosa za Tsai-Wu kriterij u zadnjem sloju treće varijante u trenutku $t = 0.112$ s	47
Slika 36.	Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u 66. sloju četvrte varijante u trenutku $t = 0.156$ s	48

Slika 37.	Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u prvom sloju pete varijante u trenutku $t = 0.116$ s	49
Slika 38.	Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za petu varijantu...	49
Slika 39.	Elastična energija proteze za petu varijantu	50
Slika 40.	Iznos Tsai-Hill kriterija po debljini kritičnog elementa za petu varijantu, $t=0.104$ s	50
Slika 41.	Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u zadnjem sloju šeste varijante u trenutku $t = 0.140$ s	51
Slika 42.	Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za šestu varijantu .	51
Slika 43.	Elastična energija proteze za šestu varijantu	52
Slika 44.	Iznos za Hashinov kriterij vlačnog popuštanja matrice po debljini kritičnog elementa za šestu varijantu, $t = 0.14$ s	52
Slika 45.	Raspodjela iznosa za Tsai-Hill kriterij u 78. sloju sedme varijante u trenutku $t = 0.108$ s	53
Slika 46.	Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za sedmu varijantu	54
Slika 47.	Elastična energija proteze za sedmu varijantu	54
Slika 48.	Vertikalni pomak proteze za varijantu 1 u ključnim trenucima [m]	56
Slika 49.	Vertikalni pomak proteze za varijantu 5 [m].....	57
Slika 50.	Usporedba elastičnih energija deformiranja svih varijanti proteze te kontrolne trkaće proteze	58

POPIS TABLICA

Tablica 1. Mehanička svojstva vlakana od E-stakla [24]	12
Tablica 2. Mehanička svojstva ugljičnih vlakana dobivenih PAN postupkom [24]	15
Tablica 3. Osnovna fizikalna i mehanička svojstva Kevlara 29 i 49 [23]	17
Tablica 4. Mehanička svojstva kompozita T300/914 i Kevlar-49/epoksid [23][34][35]	25
Tablica 5. Broj slojeva po skupinama	38
Tablica 6. Raspored skupina kompozitnih slojeva za prvu varijantu (simetričan)	40
Tablica 7. Raspored skupina slojeva za treću varijantu	40
Tablica 8. Raspored skupina kompozitnih slojeva za četvrtu varijantu (simetričan)	41
Tablica 9. Usporedba rezultata numeričkih analiza	55

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
E_1	GPa	longitudinalni modul elastičnosti
E_2	GPa	transverzalni modul elastičnosti
F	N	sila
\mathbf{F}	N	vektor sile opterećenja proteze
F, G, H, L, M, N	GPa	parametri čvrstoće za Tsai-Hill kriterij
F_i, F_{ij}	GPa	parametri čvrstoće za Tsai-Wu kriterij
$F_{y,max}$	N	maksimalna reakcijska sila podloge
g	m/s ²	ubrzanje sile teže
G_{12}	GPa	modul smicanja u ravnini 1-2
G_{23}	GPa	modul smicanja u ravnini 2-3
m	kg	masa
\mathbf{M}	-	operator oštećenja
S	MPa	smična čvrstoća
t	s	vrijeme
\mathbf{V}	m/s	vektor brzine podloge
X	GPa	čvrstoća u pravcu vlakana
X_c	GPa	tlačna čvrstoća u pravcu vlakana
X_t	GPa	vlačna čvrstoća u pravcu vlakana
Y	GPa	čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_c	MPa	tlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_t	MPa	vlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
α	-	koeficijent utjecaja smičnog naprezanja za Hashinov kriterij
ν_{12}	-	Poissonov koeficijent u ravnini 1-2
σ_i	Pa	komponenta tenzora naprezanja
$\hat{\sigma}$	Pa	efektivni tenzor naprezanja
σ	Pa	tenzor naprezanja

SAŽETAK

Otkad su kompozitne proteze postale ekonomski prihvatljivije porasla je i potražnja za njima. U današnje vrijeme imaju veoma široku bazu korisnika te odlično nadomještaju nedostatak zdravog uda.

Međutim, nije uvijek tako bilo. Počeci su za protetiku bili veoma primitivni te su proteze prvotno uglavnom služile kao estetska zamjena za amputirani dio tijela. Kako se znanost razvijala, tako su i proteze postajale sofisticiranije. Najveći napredak se uvijek događao tijekom i nakon većih ratova, gdje je potreba za protezama uvijek drastično porasla. Danas postoji mnogo drugih uzroka za amputacije, kao što su razne bolesti, pogotovo u razvijenim zemljama, i stoga se protetika neprestano razvija. Od primitivnih i klasičnih inženjerskih materijala se prelazi na nove tehnike izrade i nove materijale kao što su kompozitni materijali. Određene tvrtke su se specijalizirale za izradu kompozitnih proteza i teži se čim većoj individualizaciji i prilagodljivosti proteza. Izrađuju se razne veličine za ljude različite građe te postoje proteze koje su specijalizirane za određene zadatke, kao što je sprintanje, plivanje itd. Ali isto tako postoje proteze koje služe za svakodnevnu upotrebu i mogu se prilagoditi raznim situacijama u svakodnevnom životu. Osim individualizaciji se teži i k neupadljivosti te se pokušava postići čim prirodniji osjećaj korištenja.

Trkaće proteze spadaju među specijalizirane proteze koje se koriste kako amaterski tako i profesionalno. Iz toga razloga je bitno optimirati proteze za bolju udobnost tijekom korištenja te za poboljšanje performansi. Bitno je da se vodi briga i o povratu energije tijekom trčanja, s obzirom na to da se na taj način smanjuje umor sportaša tijekom trčanja.

U ovom radu provest će se nekoliko dinamičkih analiza za različite varijante trkaćih proteza. Varirali su se materijali, raspored slojeva te orijentacija vlakana kako bi se mogla usporediti rezultati i time doći do najbolje varijante među njima.

Ključne riječi: kompozit, trčanje, proteza, MKE, dinamička analiza.

SUMMARY

Ever since composite prosthetics became economically feasible, the demand for them began to rise. Today they cover a wide base of users and are constantly evolving to be a great substitute for healthy limbs.

However, this was not always the case. The beginnings of prosthetics were fairly primitive and prosthetic appliances were mostly used for cosmetic purposes. As science began to develop, prosthetics became ever more sophisticated. The greatest advances were always made during great wars and/or after them, as the demand for prosthetic appliances drastically grew. These days there are a lot of other reasons for limb loss, including various diseases, especially in developed countries. Therefore prosthetic science is developing constantly. There is a clear transition from primitive, crude and common engineering material to new material sciences and new materials, like composite materials.

Certain firms have specialized in the field of composite prosthetics and there is a clear striving for individualization and adaptability of prosthetic appliances. Prosthetic are being made for many different groups of people, based on criteria like height, weight or gender. There are prosthetics available which are specialized to certain field of expertise, e.g. sprinting, swimming etc. However, there are also prosthetics available which are used on an everyday basis for everyday tasks. Those types of prosthetics can adapt very well to everyday situations. Besides individualization, there is a clear step towards inconspicuousness and natural feel of everyday prosthetics.

Running-specific prosthetics on the other hand fall into the category of specialized prosthetics. They can be used either on an amateur or a professional level. For this reason it is important to optimize them for comfortability so they don't hinder athletes in their accomplishments. Another way to increase performance is to maximize energy return for running prosthetics and therefore minimize strain on the body and thereby fatigue.

The goal of this Master's Thesis is to perform several dynamic analyses on a running-specific prosthesis with variations in composite materials, layups and fiber orientations. The results of the analyses were compared to evaluate the influence of the individual input parameters on the performance of the prosthesis.

Key words: composite, running, prosthesis, prosthetic, FEA, dynamic analysis.

1. UVOD

Sve učestalije amputacije udova, uzrokovane porastom vaskularnih bolesti i teških ozljeda, predstavljaju značajan globalni problem. Zbog toga je bitno da proteze koje se koriste kao zamjena za udove budu prigodno konstruirane i individualno podešene svakom pacijentu. Pacijentima se mora olakšati povratak u normalan život kako bi mogli funkcionirati u svim područjima kao što su funkcionirali prije amputacije.

Proteze donjih udova dijele se u dvije osnovne kategorije prema visini: transfemoralne i transtibijalne. U većini slučaja transfemoralne proteze sastoje se od protetičkog stopala, cjevaste spojnice, protetičkog koljena i transfemoralnog (natkoljeničnog) ležišta. Transtibijalne proteze se uglavnom sastoje od protetičkog stopala, cjevaste spojnice i transtibijalnog (potkoljeničnog) ležišta [1]. Ovaj rad se odnosi na transtibijalne proteze, odnosno proteze potkoljenice, njihovu konstrukciju, oblikovanje, materijalni sastav te osnovne principe funkcioniranja. Proteze potkoljenice konstruiraju se tako da čim većim dijelom nadomještaju funkcije zdrave noge prije amputacije.

1.1. Povijest

Kroz ljudsku povijest, od prve pojave proteza do danas, promijenilo se mnogo pristupa tom području. Evolucija proteza ima veoma primitivne početke, no uz stalni razvoj u današnje vrijeme dostupna su sofisticirana rješenja.

Indikacije prvih amputacija datiraju iz razdoblja od otprilike 5000 godina prije Krista i pronađene su u spiljama u Francuskoj i Španjolskoj [2]. Prvo spominjanje proteze se veže za ratnicu Vishpala, koja se pojavljuje u indijskoj zbirci himni, Rigveda [3]. Međutim, prva proteza u ljudskoj povijesti za koju postoji dokaz (prikazana na slici 1) nastala je u Egiptu prije skoro 3000 godina [4].



Slika 1. Proteza nožnog palca iz Egipta [4]

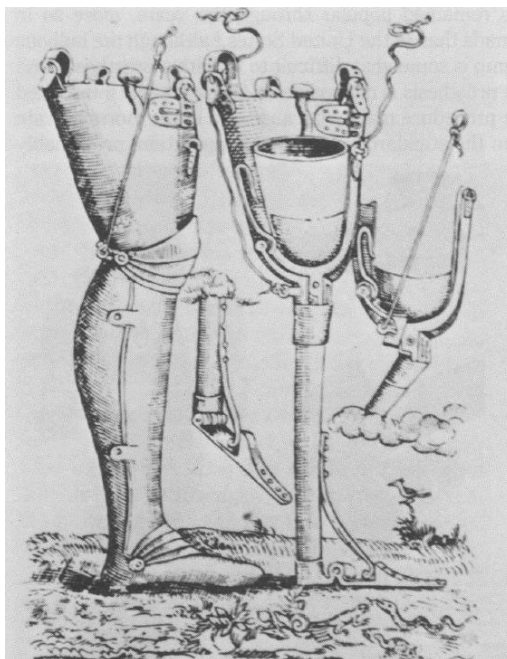
Može se vidjeti da se proteze koriste od ranih ljudskih civilizacija. Jedno od ranih spominjanja proteza dolazi od grčkog povjesničara Herodotusa, koji je napisao priču o Hegesistratusu, proroku koji je osuđen na smrt. Pošto je bio zarobljen odrezao si je nogu i pomoću drvenog umetka hodao 50 km do sljedećeg grada [3]. Najpoznatiji antički Rimljanin koji je nosio protezu je bio general Marcus Sergius, koji je imao amputiranu desnu ruku. Dobio je protezu izrađenu od željeza koja je služila kako bi mogao držati štit i kao takav je nastavio služenju u vojsci [5]. Najstarija proteza koja nadomješćuje veći dio noge pronađena je u Capui (Italija) 1858. godine. Prema stručnjacima je datirala iz razdoblja od otprilike 300 godina prije Krista i bila je izrađena od bronce i željeza s drvenom jezgrom. Pretpostavlja se da je to bila transtibijalna proteza, s obzirom na to da su u to vrijeme šanse za preživljavanje kod gubitka noge iznad koljena bile veoma male. Proteza se čuvala na Kraljevskom fakultetu za kirurgiju u Londonu, ali je tijekom zračnog napada 1941. godine originalna proteza je uništena u bombardiranju [6]. S obzirom na to da je originalna proteza uništena, na slici 2 može se vidjeti njena replika, koja se čuva u Znanstvenom muzeju u Londonu.



Slika 2. Replika proteze iz Capue [7]

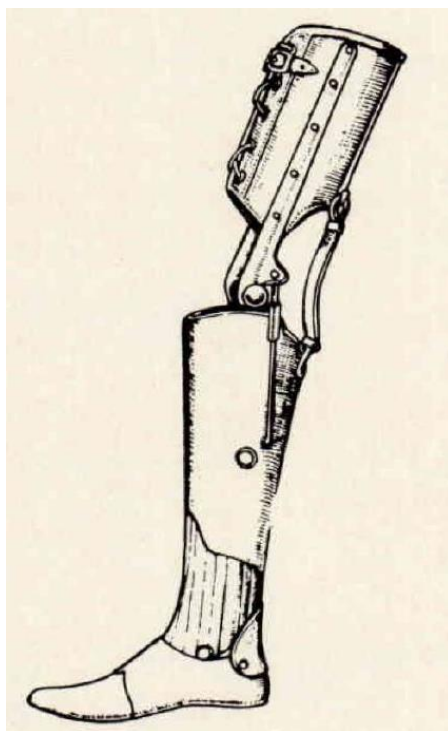
Do srednjeg vijeka i u srednjem vijeku nije došlo do velikog napretka u području amputacija i proteza. Većinu proteza tog doba nosili su vitezovi kako bi prikrili zadobivene ozljede u borbama. Također su postojale proteze koje su bile izrađene samo za borbu. Primjeri toga su bile proteza čija je funkcija samo da drži štit i nožna proteza koja je omogućavala zadržavanje u stremenu sedla dok je vitez jahao [8].

Za vrijeme renesanse su znanost i medicina doživjele procvat. Osvrćući se na medicinska otkrića grčke civilizacije i znanje Rimljana u području proteza, ljudi su ponovno počeli razvijati nove metode amputacije te nove proteze [8]. Za veliki dio napretka bio je odgovoran francuski vojni briač i kirurg Ambroise Paré, kojega mnogi smatraju ocem moderne amputacije i proteza. Unaprijedio je kirurške metode za amputaciju i ponovo vratio postupak ligature (podvezivanje krvnih žila) u amputacijske operacije kako bi osigurao zaustavljanje krvarenja [6]. Također je izrađivao proteze za gornje i donje udove te je izumio transfemoralnu protezu s pomičnim koljenim zglobovom i fiksnim stopalom. Ta proteza je imala podesive remene, mogućnost fiksiranja koljenog zgloba u određenim pozicijama i druga inženjerska rješenja koja se koriste i u današnje vrijeme [8]. Ilustracija Paréove proteze prikazana je na slici 3.



Slika 3. Paréova proteza [2]

1816. godine James Potts izradio je takozvanu „Anglesa leg“ (prikazana na slici 4), naprednu protezu s pomičnim koljenim zglobovom, ali i s pomičnim skočnim zglobovom. Bila je izrađena od kombinacije drvenih i čeličnih dijelova. Ta proteza je imala umjetne tetive koje su služile za odgurivanje stopala tijekom hoda [6].



Slika 4. Pottsova „Anglesa leg“ proteza [6]

1843. Sir James Syme je otkrio novu metodu amputacije zglobova nakon koje pacijent nije trebao protezu noge, već protezu stopala [3]. Douglas Bly je izumio i patentirao 1858. Doctor Bly's anatomsku nogu za koju je smatrao da je najkompletniji i najuspješniji izum ikada u umjetnim udovima. Tijekom građanskog rata u Americi veliki broj ljudi je ostalo bez nekog dijela tijela, a među njima je najpoznatiji James Edward Hanger. Samo 3 dana nakon što je odustao od inženjerskog studija i priključivanju vojsci, bio je ranjen topovskom kuglom nakon čega je ostao bez noge. Nakon što se vratio kući došao je na ideju te je 1861. osmislio svoju prvu protezu i tvrtku koja još i danas nosi njegovo ime Hanger. U godinama koje su slijedile došlo je do još nekih znamenitih otkrića poput „vakuumске“ čarape i korištenje aluminija kako bi proteza bila lakša [8].

Iako je nakon Prvog svjetskog rata bilo puno ljudi kojima je trebala neka vrsta proteze, pravog napretka u samoj konstrukciji nije bilo, ali je došlo do napretka u proizvodnji. Tako je 1919. godine protetičar Otto Bock promijenio način na koji se radila protetička opskrba. Uveo je serijsku proizvodnju pojedinih komponenti za protezu i na taj način poboljšao opskrbu koja je nakon Prvog svjetskog rata bila velika [9].

Nakon Drugog svjetskog rata došlo je do naglog razvoja elektrotehnike i industrije koji je omogućio veliki napredak u dizajnu i proizvodnji proteza. Smanjenjem električnih komponenata poput različitih senzora i baterija omogućava njihovo ugrađivanje u protezu čime ona postaje kompleksnija i mobilnija. Prikaz takve proteze može se vidjeti na slici 5.



Slika 5. Primjer moderne proteze [10]

Korisnicima se omogućavaju radnje koje zdravim ljudima izgledaju sasvim jednostavno, poput penjanja, hodanja u vodi, plivanja ili slično, da ponovo mogu doživjeti i uklopiti se u društvo. Osim običnih dnevnih aktivnosti, došlo je i do razvoja proteza u sportske svrhe, a kako izgleda jedna proteza namijenjena osobama koje se žele baviti sportom, može se vidjeti na slici 6.



Slika 6. Proteza za trčanje i fitness [11]

Istraživanjem i primjenom novih materijala se dobivaju čvršće, lakše i pouzdanije proteze. Na taj način korisnik ima puno veću slobodu kretanja čime se poboljšava korisniku način života, što je i prvotna zamisao proteze.

1.2. Uzroci amputacije i potrebe za protezama

Gubitak ili amputacija uda je fenomen prisutan u cijelom svijetu. Zahvaćeni su ljudi svih geografskih lokacija, bez obzira na boju kože, zanimanja ili ekonomskog statusa. Razlike se vide u razlozima gubitka uda. Naime, u razvijenim zemljama glavni razlog gubitka donjih

ekstremiteta je zbog vaskularnih problema i bolesti, upala i raka, dok su u zemljama u razvoju najveći uzroci amputacije i gubitka donjih ekstremiteta povezani s nezgodama na poslu u industriji, s prometnim nesrećama i ratom [12]. Bez obzira na uzroke, svima je potrebna proteza koja odgovara njihovim potrebama.

1.3. Komplikacije povezne amputacijom

Kao i sa svim ostalim operacijama, tako je i s amputacijom asocirana određena doza rizika od nastanka komplikacija. Kirurzi uvijek nastoje rekonstruirati ostatak uda što je bolje moguće i uvijek postoji težnja k tome da se čim više zdravog uda sačuva. Kod takvih operacija mora se uzeti nekoliko faktora u obzir, kao što su na primjer stanje mekanog tkiva, duljina kostiju i druga anatomska svojstva.

Međutim, uz sve sigurnosne mjere i dalje može doći do komplikacija. Najčešće među njima su

- edem,
- rane i infekcije,
- bol,
- slabost mišića, skraćanje mišića i nestabilnost zglobova,
- autonomna disfunkcija [13].

1.3.1. Edem

Edem bataljka se pojavi kao posljedica grubog rukovanja i povrede tkiva tijekom operacije [14]. Nakon amputacije postoji disbalans transfera fluida između kapilarnih membrana i limfatičke resorpcije [15]. Ta činjenica, u kombinaciji sa smanjenom mišićnom aktivnošću može dovesti do edema bataljka.

1.3.2. Rane i infekcije

Infekcija rane nakon amputacije nažalost je česta pojava. Zbog infekcija se stanje pacijenta može znatno pogoršati, može imati negativan utjecaj na cjelokupni oporavak, fantomsku bol i vrijeme koje je potrebno za prilagodbu ležišta proteze [16]. Neki od faktora rizika za infekcije rane su dijabetes, starost pacijenta i pušenje [17].

1.3.3. Bol

Bol je jedna od neizbježnih posljedica amputacije. Postoji nekoliko vrsta boli koje simptomima sežu od blagih nelagoda do nesnošljivih bolova. Većina pacijenata doživi barem jedan od tih tipova nakon amputacije [13]. Bol se nakon operacije može pojaviti u zaostalom bataljku ili se može pojaviti kao fantomska bol u dijelu noge koji je amputiran.

1.3.4. Slabost mišića, skraćanje mišića i nestabilnost zglobova

Nakon amputacije često se pojavljuje bol i slabost mišića u dijelovima tijela koji nisu zahvaćeni amputacijom. Mišići i zglobovi koji nisu zahvaćeni amputacijom često preuzimaju na sebe opterećenja koja se javljaju te se više opterećuju nego inače. To često vodi do krutosti u zglobovima, grčeva u mišićima i boli. Važno je da se pacijenti čim prije počnu kretati, što se često omogućuje funkcionalnom rehabilitacijom i personaliziranim vježbama [13].

1.3.5. Autonomna disfunkcija

Kompleksni regionalni sindrom boli (eng. *Complex regional pain syndromes*, CPRS) su neuropatski poremećaji koji se razvijaju uslijed traume koja zahvaća amputirane udove [18]. Simptomi uključuju distalnu bol, alodiniju (smanjen prag podnošljivosti na bol) te autonomnu i motornu disfunkciju. Zaostali bataljak može imati povišenu temperaturu te može biti otečen [13].

1.4. Problemi povezni s protezama

Osim komplikacija i problema koji se javljaju zbog amputacije uda postoje i problemi povezani s protezama s kojima se invalidi moraju boriti. Česti problemi koji se javljaju kod korištenja proteza među ostalima uključuju

- loše konstruirano i/ili izrađeno ležište proteze,
- stvaranje pritiska na bataljak zbog loše podešenog ležišta (sile se moraju rasporediti ravnomjerno po čim većoj površini bataljka),
- prevelik utrošak energije: Neke proteze mogu biti zahtjevne za korištenje i time ograničiti njihovu upotrebu,
- promjene tjelesne mase: Kod većih promjena može se dogoditi da ležište ili cijela proteza više ne odgovaraju pacijentu [19].

2. KOMPOZITNI MATERIJALI ZA PROTEZE

Kako se posljednjih godina sve više razvijaju tehnologije povezane s kompozitnim materijalima i proizvodima koji su dostupni široj populaciji, tako je to dovelo i do napretka u području ortopedije, odnosno protetike. Kompozitne konstrukcije, u većini slučajeva, posjeduju bolja mehanička svojstva u odnosu na svoju masu, u usporedbi s klasičnim materijalima. Također je bitno da posjeduju svojstvo biokompatibilnosti, što omogućuje njihovu upotrebu u dodiru s ljudima [20]. S obzirom na to da su proteze donjih ekstremiteta pod najvećim opterećenjem, kompozitni materijali moraju zadovoljavati točno određene uvjete. S obzirom na sve sile koje utječu na protezu i naprezanja koja se pojavljuju, kompozitna konstrukcija proteze mora

- a. biti lagana,
- b. imati dobru tlačnu čvrstoću,
- c. imati dobru vlačnu čvrstoću,
- d. biti dovoljno elastična da apsorbira okretni moment,
- e. biti dovoljno kruta da se odupire savijanju,
- f. biti otporna na udarce,
- g. podnositi naprezanja u svim ravninama [21].

Kompozitni materijali sastoje se od dvije glavne komponente: matrice i vlakna. Vlakna su osnovna komponenta kompozita koja preuzima opterećenja, dok je funkcija matrice da vlakna drži na mjestu, prenosi opterećenja na vlakna, štiti ih od vanjskih utjecaja i daje oblik kompozitu [22]. Vlakna imaju izuzetno veliku vlačnu čvrstoću, ali ne podnose tlačna opterećenja i stoga je još jedna važna uloga matrice tlačna čvrstoća kompozita. Uobičajeno su vlakna u matrici posložena u više slojeva i tako tvore višeslojni kompozit, ili laminat [23].

Sve matrice i sva vlakna nisu jednaki, ovisno o potrebi i uvjetima eksploatacije koriste se različite kombinacije matrica i vlakana.

2.1. Matrice

Postoje različite vrste matrica, kao što su na primjer metalne matrice, keramičke, ugljične, i one koje se češće koriste u protetici, polimerne (plastomerne i duromerne). Sve te različite vrste matrica imaju različita svojstva. Tako se najčešće koriste duromeri zbog svojih svojstava koja uključuju nisku cijenu u odnosu na druge matrice, niske temperature u proizvodnji, malu viskoznost pri proizvodnji te dobro natapanje vlakana i povezivanje s vlaknima [23]. U daljnjem dijelu teksta bit će opisane neke matrice koje se koriste u kompozitnim protezama. Za proizvodnju kompozitnih proteza se uglavnom koriste polimerne matrice.

2.1.1. *Plastomerne matrice*

Plastomerni materijali koji se koriste za matrice imaju svojstvo otvrđivanja pri hlađenju, ali također imaju i svojstvo omekšavanja prilikom zagrijavanja. To svojstvo ih čini veoma pogodnim za recikliranje, te se mogu ponovno upotrijebiti za neki drugi kompozit, ili za neku drugu primjenu. Također je moguće izvršiti popravke na takvim kompozitima, što znači da pri nekom oštećenju nije uvijek potrebno izraditi novu komponentu. Kod plastomera je moguća i pojava kristaličnosti, koja je uzrokovana usmjerenošću lanaca. Ta činjenica je od velike važnosti, s obzirom na to da kristalični polimeri, ili dijelovi polimera imaju veću gustoću i bolja mehanička svojstva. Nadalje, imaju povećanu otpornost na razna otapala, koja proizlazi iz kristalne mikrostrukture zbog koje je smanjena molekularna aktivnost polimera. Neki od plastomera koji se koriste kao matrice su poliketoni, polifenilen sulfidi, polisulfoni, polieter sulfoni, poliaril sulfoni i polieterimidi [23].

2.1.2. *Duromerne matrice*

Za razliku od plastomera, duromeri pri zagrijavanju stvaraju nepovratne kemijske veze među vlastitim polimernim lancima. Zbog toga duromerni materijali pri ponovnom zagrijavanju ne mijenjaju svoje stanje, što znači da ostaju jednako kruti kao i pri nižim temperaturama. Jedino djelovanje jako visoke temperature može utjecati na duromere. Međutim, tada se oni samo potpuno razgrade, što znači da ih nije moguće reciklirati. Dok plastomeri mogu biti kristalični, duromeri uvijek ostaju amorfní. Kao što je prethodno napisano, u proizvodnji se najčešće koriste duromeri zbog svoje relativno niske cijene i ostalih navedenih svojstava. Od duomera najčešće se koriste epoksidne smole koje imaju nisku cijenu, odlična mehanička svojstva, dobru kemijsku postojanost te zadržavanje dobrih mehaničkih svojstva pri

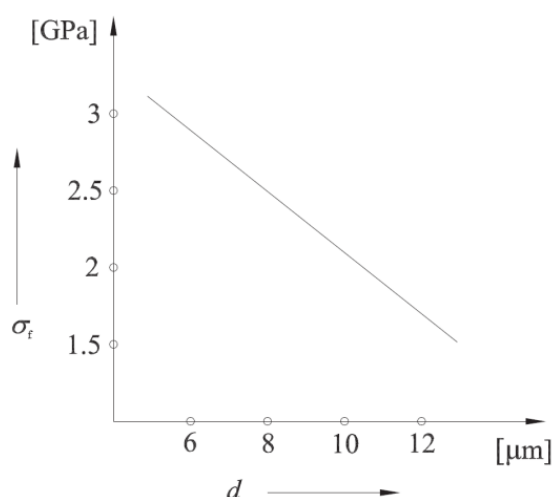
povišenim temperaturama i vlazi u usporedbi s plastomerima. Još jedna prednost je odlično povezivanje s puno vrsta vlakana, što ih čini izuzetno kompatibilnim matricama. Za materijal matrice se koriste i drugi duromeri kao što su npr. poliesterske smole, vinil esteri, fenolne smole, bizmaleimidi, poliimidne smole i cianatne smole [23].

2.2. Vlakna

Kao što postoje različite vrste matrica, tako postoje i različite vrste vlakana. Tri osnovne vrste vlakna u protetici su staklena vlakna, aramidna (kevlar) vlakna te ugljična vlakna [21]. U posljednje vrijeme se pored aramidnih vlakana koriste i druga polimerna vlakna u određenim područjima protetike, naročito polietilenska (PE) vlakna [22]. Valja spomenuti da postoje i druge vrste vlakana kao što su vlakna silicijevog karbida, ili borova vlakna. Borova vlakna su posebna jer su napravljena postupkom navlačenja bora na ugljično ili volframovo vlakno, što ih već u početku čini kompozitima, prije spajanja s matricom [23].

U nastavku će se pružiti detaljniji pogled na vlakna koja se pretežito koriste u protetici. Tako će se usporediti staklena vlakna, ugljična vlakna te aramidna (Kevlar) vlakna.

Općenito vrijedi da vlakna imaju jako mali volumen po metru duljine, što djeluje pozitivno na vlačnu čvrstoću vlakana. Ta činjenica se bazira na tome da je vjerojatnost pojave pukotina obrnuto proporcionalna volumenu vlakna, što znači da se smanjenjem promjera vlakna smanjuje i mogućnost nastajanja mikropukotina u vlaknu, što vodi k tome da vlakno ima veću vlačnu čvrstoću. Na slici 7 prikazana je relacija promjera vlakna i vlačne čvrstoće [23].



Slika 7. Omjer promjera vlakna i njegove vlačne čvrstoće [23]

2.2.1. Staklena vlakna

Kompoziti sa staklenim vlaknima jedni su od najrasprostranjenijih kompozita na svijetu, zbog svoje dostupnosti i relativno niske cijene. Velika prednost staklenih vlakana je ta što posjeduju dobro svojstvo oplakivanja (natapanja vlakana materijalom matrice), što stvara odličnu vezu između vlakana i matrice [21]. Također posjeduju i druga odlična svojstva zbog kojih se često koriste, kao što su na primjer nezapaljivost, dobra zvučna i toplinska izolacija, i otpornost na koroziju [24]. Staklena vlakna najčešće se proizvode od silicijevog dioksida, popularnije nazvanog „silika“. Unatoč slabijim mehaničkim svojstvima, u usporedbi s primjerice ugljičnim vlaknima, i dalje nalaze veliku upotrebu u konstrukcijama gdje su prisutna manja mehanička opterećenja, jer su u takvim situacijama isplativija.

Staklena vlakna mogu se raspodijeliti u četiri grupe, u ovisnosti o njihovim svojstvima:

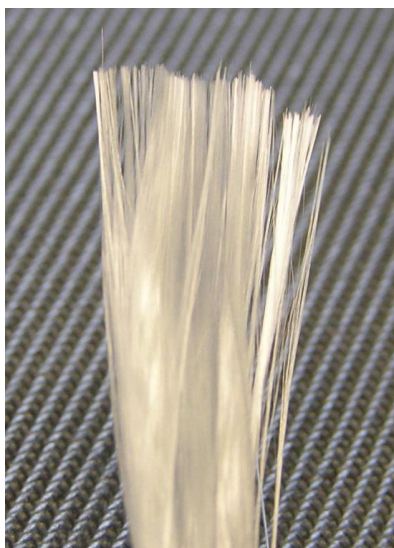
1. A-staklo: To su bila prva staklena vlakna koja su proizvedena i danas se uglavnom ne koriste više.
2. C-staklo: Takva vlakna koriste se zbog svoje povećane otpornosti na lužine i kiseline.
3. E-staklo: To su vlakna koja nalaze najveću upotrebu u kompozitnim materijalima, a krasi ih bolja otpornost na vlagu u odnosu na druga vlakna, te otpornost na blage kemikalije.
4. S-staklo: Ta vlakna se uglavnom koriste kod konstrukcija na koje djeluju velika mehanička opterećenja, što znači da je potrebna velika čvrstoća i specifična krutost materijala. Stoga S-vlakna imaju poboljšanja svojstva čvrstoće te povišen modul elastičnosti [23].

E-staklo je najjeftinije komercijalno vlakno te iz tog razloga ima veoma široko područje upotrebe [24]. Razmatrat će se njegova mehanička svojstva koja su prikazana u tablici 1.

Tablica 1. Mehanička svojstva vlakana od E-stakla [24]

Svojstvo	Vrijednost
Promjer	8-14 μm
Gustoća	2.56 g/cm^3
Youngov modul	76 GPa
Vlačna čvrstoća	1.4-2.5 GPa
Deformacija do točke loma	1.8-3.2 %

Deformacija do točke loma kod staklenih vlakana je veća u usporedbi s primjerice ugljičnim vlaknima, što će se pokazati u daljnjem tekstu. Unatoč tome, vrijedno je spomenuti da čvrstoća staklenih vlakana uveliko ovisi o količini površinskih pukotina. Ta činjenica se može povezati s većom čvrstoćom vlakana manjeg promjera, s obzirom na to da ona imaju malu površinu, što smanjuje vjerojatnost nastanka površinskih pukotina [24]. Na slici 8 može se vidjeti snop staklenih vlakana.



Slika 8. Staklena vlakna [25]

2.2.2. Ugljična vlakna

Kompozitni materijali s ugljičnim vlaknima su vjerojatno najpopularniji kompoziti za izradu kompozitnih ortopedskih pomagala i proteza. Ta činjenica se temelji na tome što ugljična vlakna imaju veoma malu gustoću, blizu gustoći Kevlar vlakana, te na tome što su kompoziti od ugljičnih vlakana veoma kruti i dobro drže svoj oblik tijekom opterećenja kako u vlaku tako i u tlaku. Njihov nedostatak je taj što svojstvo zadržavanja oblika i krutosti sa sobom nosi i povećanu krhkost, pa su kompoziti od ugljičnih vlakana osjetljivi na udarna opterećenja [21].

Postoji nekoliko načina proizvodnje ugljičnih vlakana te o njima ovise i svojstva samih vlakana. Prvi postupak dobivanja većih količina ugljičnih vlakana temeljio se na karbonizaciji rayona, polusintetičkog vlakna dobivenog iz prirodnih polimera [26]. Nedostatak tako dobivenih ugljičnih vlakana bila su slaba mehanička svojstva i mali postotak ugljika, zbog čega je obustavljena proizvodnja ugljičnih vlakana iz rayona. U današnje vrijeme ugljična vlakna se izrađuju karbonizacijom raznih smola (eng. *pitch*), a najčešće se izrađuju iz

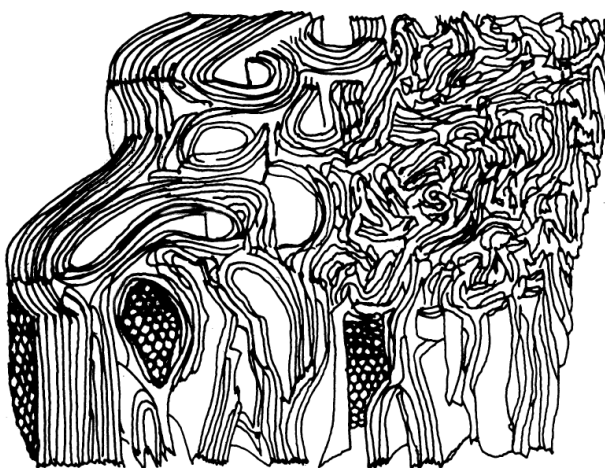
poliakrilonitrila (PAN) te imaju bolja mehanička svojstva od vlakana proizvedenih iz rayona [23].

Bez obzira na način proizvodnje ugljičnih vlakana, njihova površina se mora obraditi na adekvatan način kako bi se mogla zadovoljavajuće vezati za matricu. Ukoliko se površina vlakana ne obradi, kompozit s tim vlaknima će imati slabe veze između vlakana i matrice te će imati malu međuslojnu smičnu čvrstoću, što može dovesti do povećanog popuštanja takvog kompozita [24].

Ugljična vlakna se dijele u 4 osnovne skupine ovisno o njihovim mehaničkim svojstvima:

1. ugljična vlakna visoke čvrstoće (engl. high strength, HS),
 2. ugljična vlakna umjerenog modula elastičnosti (engl. intermediate modulus, IM),
 3. ugljična vlakna visokog modula elastičnosti (engl. high modulus, HM),
 4. ugljična vlakna vrlo visokog modula elastičnosti (engl. ultra high modulus, UHM)
- [23].

Sva ugljična vlakna se sastoje od slojeva grafita koji tvore ugljične trake, a više slojeva ugljičnih traka na kraju čine ugljično vlakno. S obzirom na to da niti jedan proces proizvodnje nije savršen, tako se i u postupku proizvodnje između slojeva ugljičnih traka pojavljuju šupljine u obliku iglica. Raspodjela tih slojeva u poprečnom presjeku vlakna od velike je važnosti jer utječe na transverzalna i smična mehanička svojstva vlakna. U nastavku se na slici 9 može vidjeti takva struktura poprečnog presjeka jednog ugljičnog vlakna [24].



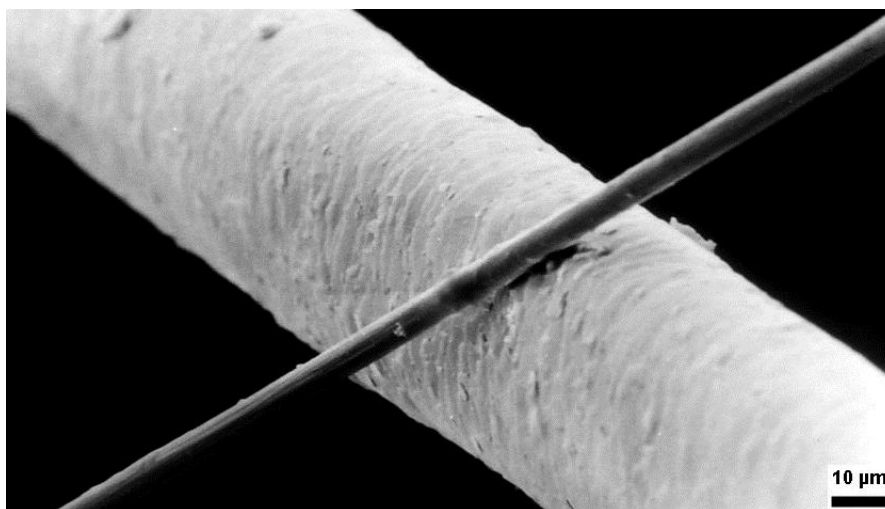
Slika 9. Poprečni presjek ugljičnog vlakna [24]

Ugljična vlakna proizvedena PAN postupkom mogu se rasporediti u tri od četiri navedene skupine ovisno o mehaničkim svojstvima, a to su HS, HM i UHM vlakna. U tablici 2 prikazana su osnovna mehanička svojstva svake skupine u usporedbi s drugima. Potrebno je napomenuti da mehanička svojstva ugljičnih vlakana, zbog same raspodjele grafitnih traka, uveliko ovise o orijentaciji ravnine koja se razmatra. Tako su mehanička svojstva okomito na os vlakna puno lošija u odnosu na mehanička svojstva uzduž osi vlakna.

Tablica 2. Mehanička svojstva ugljičnih vlakana dobivenih PAN postupkom [24]

Svojstvo	HS	HM	UHM
Maseni udio ugljika	92-94%	>99%	>99.9%
Gustoća	1.7-1.8 g/cm ³	1.8-1.9 g/cm ³	1.9-2.1 g/cm ³
Promjer vlakna	5-8 μm	5-8 μm	6-8 μm
Youngov modul	220-250 GPa	340-380 GPa	520-550 GPa
Vlačna deformacija pri lomu	1.2-1.4%	0.6-0.7%	0.3-0.4%
Vlačna čvrstoća	2.5-7.0 GPa	2.2-2.5 GPa	1.8-1.9 GPa

Kako bi se dočarale dimenzije ugljičnih vlakana, na slici 10 prikazano je jedno ugljično vlakno (proteže se od donjeg lijevog do gornjeg desnog kuta) promjera 6 μm u usporedbi s ljudskom vlasi promjera 50 μm.



Slika 10. Usporedba ugljičnog vlakna i ljudske vlasi [27]

2.2.3. Polimerna vlakna - Kevlar

Među svim polimernim vlaknima zasigurno je najpoznatije poly(p-fenilen tereftalamid) vlakno, ili Kevlar pod trgovinskim nazivom. Od pojave Kevlara, on se ustanovio kao materijal s izuzetno dobrim mehaničkim svojstvima. Odlikuje ga visoki modul elastičnosti, velika vlačna čvrstoća, velika žilavost, dobra kemijska otpornost, odlična otpornost na veoma niske temperature te relativno dobra otpornost na visoke temperature [24]. Zanimljivo je svojstvo Kevlara da pri temperaturama do -196°C ne pokazuje značajnu degradaciju ili krhkost. Međutim, treba se voditi brigu o eksploataciji pri temperaturama višim od 149°C , s obzirom na to da počinju opadati mehanička svojstva [28].

Kevlar vlakna, kao i ostala polimerna vlakna, sastoje se od više polimernih lanaca koji se izdužuju u smjeru pružanja vlakna. Pod mikroskopom polimerna vlakna u poprečnom presjeku imaju veoma sličan izgled ugljičnim vlaknima, s obzirom na to da polimerni lanci tvore ravninske slojeve koje su međusobno povezane slabim vodikovim vezama. Takav raspored polimernih molekula i njihove međusobne povezanosti slabim vodikovim vezama vodi do slabijih svojstava u poprečnom smjeru vlakna, niskog modula smicanja u smjeru uzdužne osi vlakna, te do niske tlačne čvrstoće u smjeru osi vlakna [23].

S obzirom na gustoću, Kevlar je najlakše među promatranim vlaknima, s najmanjom gustoćom, ali je ujedno i najskuplje. Za razliku od kompozitnih konstrukcija izrađenih od ugljičnih vlakana, kompozitne konstrukcije s Kevlar vlaknima posjeduju odličnu otpornost na udarna opterećenja. Također je u stanju podnijeti visoka naprezanja te velika torzijska opterećenja. Nedostatak toga je što nema dovoljno veliku krutost da bi zadržao svoj oblik tijekom opterećenja. Još jedan nedostatak je činjenica da mu tlačna čvrstoća iznosi samo petinu vlačne čvrstoće [21].

Zbog svojih svojstava, Kevlar je u nekim protezama postao poveznica između ljudskog tijela, odnosno bataljka, i same proteze. Razvijeni su kompoziti Kevlara u kombinaciji sa smolama koje se stvrđnu na ultraljubičastom svjetlu kako bi se olakšala prilagodba ležišta proteze na preostali bataljak [20].

Postoji nekoliko vrsta Kevlara koje se razlikuju po svojstvima i područjima upotrebe. Kevlar 29 i Kevlar 49 se već duže vrijeme uspješno proizvode i upotrebljavaju za mnoge industrijske potrebe kao tekstilno vlakno i materijal za ojačanje konstrukcija. Naknadno su izumljene i druge vrste, za određene potrebe. Kevlar 29 se uglavnom koristi kao materijal za ojačanje radijalnih guma za velika teretna vozila i avione, gdje njegova mala gustoća igra veliku ulogu,

manjeg otpora kotrljanja, niže cijene i veće trajnosti od čelika. Ostale vrste Kevlara se koriste kao kompozitni materijali, kako u vojne tako i u civilne svrhe, pa tako i za proteze donjih ekstremiteta. U tablici 3 usporedno su prikazana neka osnovna mehanička svojstva dviju osnovnih vrsta Kevlara.

Tablica 3. Osnovna fizikalna i mehanička svojstva Kevlara 29 i 49 [23]

Svojstvo	Kevlar 29	Kevlar 49
Gustoća	1.44 g/cm ³	1.48 g/cm ³
Promjer vlakna	12 µm	12 µm
Youngov modul	62 GPa	131 GPa
Vlačna deformacija pri lomu	4 %	2.8 %
Vlačna čvrstoća	2.76 GPa	3.79 GPa

Na slici 11 se može vidjeti Kevlar vlakno namotano oko bubnja. U takvom obliku može se pletiti, s ciljem dobivanja dvodimenzionalnih oblika koji su iskoristivi za kompozitne obloge.



Slika 11. Kevlar vlakna [29]

3. KOMPOZITNE PROTEZE POTKOLJENICE

3.1. Općenito

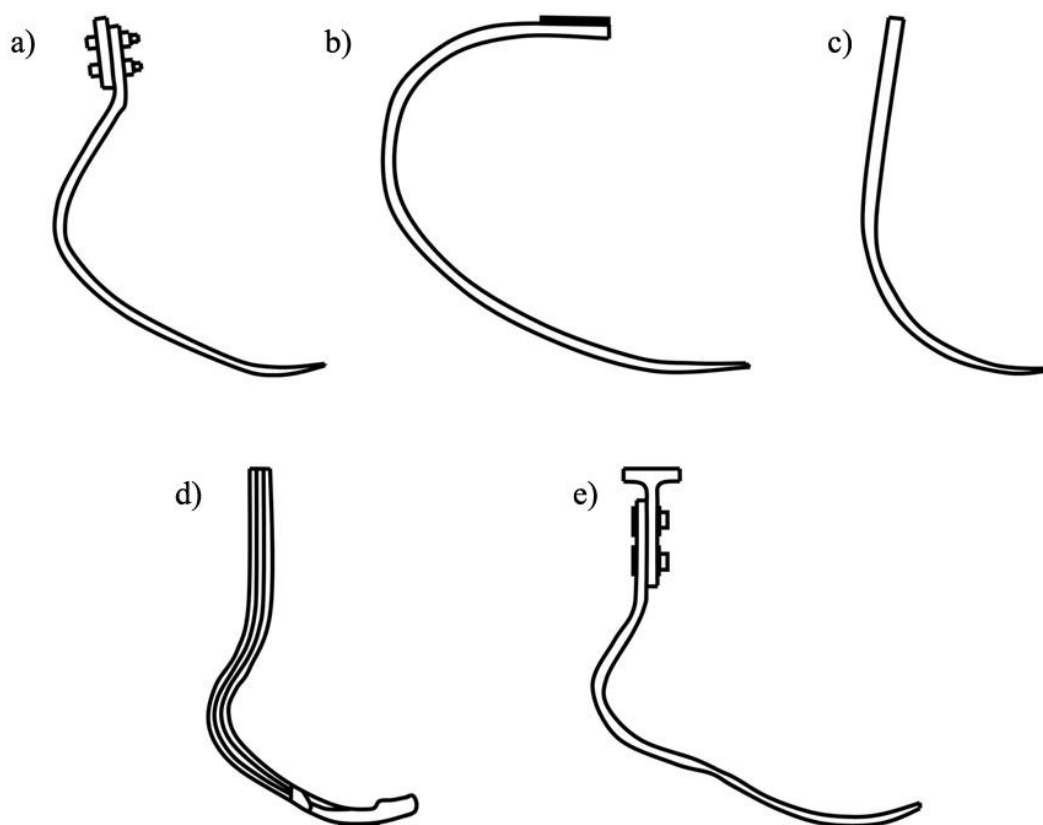
U današnje vrijeme većina kompozitnih proteza izrađena je od ugljičnih vlakana, dok su ranije navedeni kompoziti uglavnom popratni materijal. Superiorna svojstva ugljičnih kompozita čine ih izvrsnim materijalom za najopterećenije dijelove proteza. Od kasnih pedesetih godina dvadesetog stoljeća, materijali i konstrukcije proteza nisu se puno promijenili, međutim, osamdesetih godina 20. stoljeća korištena su dva komada napravljena od kompozita s ugljičnim vlaknima kako bi se izradila proteza stopala. Ta proteza je bila veoma lagana s obzirom na sve proteze do tad i omogućila je pacijentima povratak sportu. Novost, za tadašnje uvjete, bila je činjenica da je ova proteza bila u mogućnosti preuzeti opterećenja tijekom hodanja i sabiti se, kao opruga, a zatim bi kod odraza vratila veliki dio energije i time pomogla odgurnuti nogu s podloge [30]. Dobila je naziv „Flex-Foot“ upravo zbog te činjenice što se deformira kao opruga. Izumila ju je tvrtka Össur, podrijetlom iz Islanda, koja je i u današnje vrijeme jedna od vodećih u području kompozitnih proteza. Na slici 12 može se vidjeti moderna izvedba Flex-Foot proteze.



Slika 12. Össur - Flex-Foot Assure [31]

Od tada do danas razvijeno je nekoliko različitih proteza, uglavnom za sprintanje, od kojih sve imaju veoma sličan, klasični oblik. Razlika između proteza za sprintanje i proteza za hodanje je ta što proteze za sprintanje nemaju nastavak za petu. Ta modifikacija je napravljena dok je uočeno da trkači ne koriste pete tijekom utrka, već se kontakt s podlogom odvija samo preko prstiju [20].

Od same pojave specijaliziranih proteza za trčanje od ugljičnih kompozita postojale su velike kontroverzije, s obzirom na to da je puno ljudi smatralo kako one pomažu sportašima u postizanju boljih rezultata nego bi ih mogli postići s dvije zdrave noge. Međutim, dokazano je da takve proteze ne postižu niti približnu energetske učinkovitost u usporedbi sa zdravim ljudskim nogama. Još jedan razlog za disproporciju generirane energije leži u činjenici da trkači s protezama moraju smanjiti opterećenje na preostali dio uda, a ostatak potrebne energije ne mogu kompenzirati preko kukova, što znači da generiraju manje energije nego bi generirali sa zdravom nogom [32]. Na slici 13 prikazano je nekoliko modela trkaćih proteza dvaju najutjecajnijih proizvođača, Össur i Otto Bock.



Slika 13. Primjeri trkaćih proteza: a) Flex-Foot Cheetah (Össur), b) Flex-Run (Össur), c) Flex-Sprint (Össur), d) C-Sprint (Otto Bock), e) Sprinter (Otto Bock) [20]

3.2. Proteza za svakodnevnu upotrebu

Do sad se nije puno pričalo o komercijalnim protezama za svakodnevnu upotrebu, međutim, postoje i takve kompozitne proteze. U posljednje vrijeme sve se više teži tome da ljudi koji se ne bave profesionalnim sportom također mogu iskoristavati prednosti kompozitnih proteza u svakodnevnom životu. Na slici 14 se može vidjeti jedna takva proteza tvrtke Otto Bock.



Slika 14. Otto Bock - 1E95 Challenger foot [11]

Kompozitna proteza „Challenger foot“, napravljena od ugljičnih kompozita, odličan je primjer univerzalne proteze koja služi čovjeku za obavljanje svih radnji zadovoljavajućom kvalitetom. Mogućnosti ovakve proteze sežu od svakodnevnog hodanja do rekreativnog bavljenja sportom. Upravo kod ove proteze je vidljivo iskorištavanje svojstva kompozita od ugljičnih vlakana, gdje se prigušuju nagli pokreti, ali se i dalje zadržava svojstvo povrata energije koja pomaže pri odrazu s podloge. Napravljena je tako da odgovara većini niskoprofilne obuće, kao što su cipele, tenisice itd., te se uz protezu dobiju i različiti nastavci za pete, kako bi se mogla prilagoditi individualnim potrebama korisnika [11].

3.3. Prijelazna proteza, za korisnike veće tjelesne aktivnosti

Kako postoje proteze za svakodnevnu upotrebu i proteze za profesionalnu upotrebu, tako postoje i prijelazne proteze. Takve proteze nisu za svakog pojedinca, već su orijentirane prema aktivnijim korisnicima koji se više bave sportovima, kao što je trčanje. Primjer takve proteze je „Cheetah Xplore“ tvrtke Össur.



Slika 15. Össur – Cheetah Xplore [31]

Na slici 15 se može vidjeti navedena proteza. Lijevi dio slike prikazuje protezu u „sirovom“ stanju, kakva se kupi, dok desni dio prikazuje protezu montiranu na ležište. Ovaj tip proteze mora se prilagoditi svakoj osobi tako da se montira na određenu visinu, vijcima ili direktnom laminacijom na ležište. Višak proteze koji strši iznad ruba ležišta mora se odrezati kako ne bi smetao korisniku.

Proteza je prilagođena i za svakodnevno hodanje, iz tog razloga ima donju ploču koju trkaće proteze nemaju. Unatoč tome ovakva prijelazna proteza sposobna je bez popuštanja podnijeti izrazito velika opterećenja koja se javljaju tijekom aktivnosti kao što su trčanje, sprintanje, dugometražno trčanje itd. [31].

3.4. Specijalizirane proteze za trčanje i druge profesionalne sportske aktivnosti

Takve proteze uglavnom koriste samo sportaši koji rade veoma jakim intenzitetom ili se bave profesionalnim sportom. Tipičan primjer, i prva takva proteza je „Flex-Foot Cheetah“ tvrtke Össur. Od svoje pojave 1966. godine do danas ta proteza je i dalje primarni izbor većine sportaša i do danas je jedina proteza korištena na Olimpijskim igrama. Na slici 16 može se vidjeti opružni dio proteze, koji se fiksira za ležište na sličan način kao i Cheetah Xplore.



Slika 16. Össur – Cheetah [31]

Donedavno se ova proteza koristila u raznim situacijama i sportskim disciplinama. Međutim, danas se preporučuje za trčanje na dužim relacijama, dok za sprintanje na primjer, postoje nove proteze s poboljšanim karakteristikama za tu disciplinu.

4. NUMERIČKA ANALIZA

Numerička analiza trkaće proteze, odnosno različitih konfiguracija trkaćih proteza provodila se u računalnom programu „Abaqus“. Provodile su se dinamičke implicitne analize, s kvazistatičkim vremenskim intervalima za svaku varijantu proteze. Prvi korak prema analizi je izrada 3D modela pomoću kojeg će se slagati kompozitni slojevi. Nakon izrade 3D modela proteze potrebno ga je konvertirati i prebaciti u računalni program za MKE analizu. U tom programu je potrebno definirati mrežu konačnih elemenata za protezu. Zatim se moraju definirati materijali te je potrebno odrediti njihovu orijentaciju i raspored na modelu proteze. Prije same analize potrebno je postaviti rubne uvjete i opterećenje za analizu. Tijekom analiza treba obratiti pozornost na kriterije popuštanja kompozitnog materijala, a nakon analiza potrebno je usporediti rezultate.

4.1. 3D model proteze

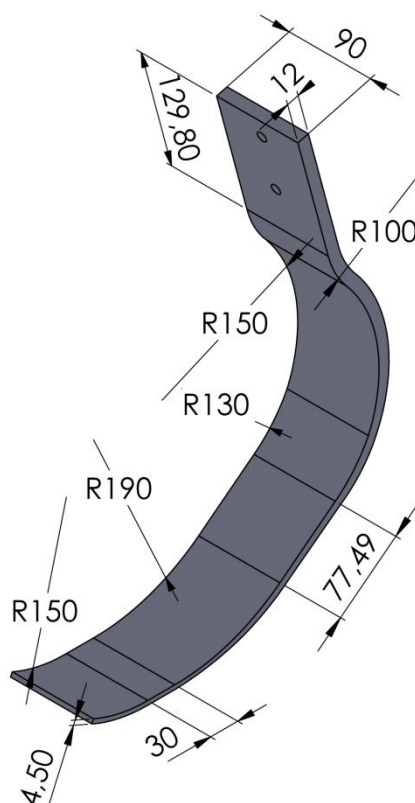
Kako bi se mogao izvršiti numerički proračun kompozitne proteze pomoću računalnog programa potrebno je prvo napraviti trodimenzionalni model proteze. S obzirom na to da proizvođači kompozitnih proteza ne dijele konkretne podatke o svojim proizvodima, a za izradu ovog rada nisu bili dostupni primjeri takvih proteza na kojima bi se moglo izvršiti mjerenje dimenzija, pronađen je alternativni pristup. Mjere za izradu 3D modela proteze preuzete su iz patenta pod nazivom „*Method for positioning a bracket-fixable running foot for lower lim prosthesis*“, objavljenom u Europskom uredu za patente [33].

Današnje trkaće proteze teže k tome da omogućuju ljudima bavljenje sportskim aktivnostima uz minimalni utrošak energije. To znači da se pokušava smanjiti umor kod sportaša zbog korištenja proteze te poboljšati mehanička svojstva proteze, što sportašu u naposljetku omogućuje povećanje njegovih performansi i postizanje boljih rezultata. Ta činjenica je dovela do ideje da se izumi proteza koja bi eliminirala negativnu komponentu sile u smjeru kretanja. Cilj ovog izuma je čim bolje aproksimirati ponašanje zdrave noge [33].

Ova proteza, kao i sve trkaće proteze ima sličan, karakteristični oblik slova J koji omogućuje elastičnu deformaciju proteze i povrat energije pri trčanju. Karakteristična razlika ove proteze odnosi se na njezinu širinu, naime ona iznosi 9 cm i time je šira od konvencionalnih trkaćih proteza. Razvijena je tako da postoje četiri varijante, odnosno kategorije (I - IV), koje se

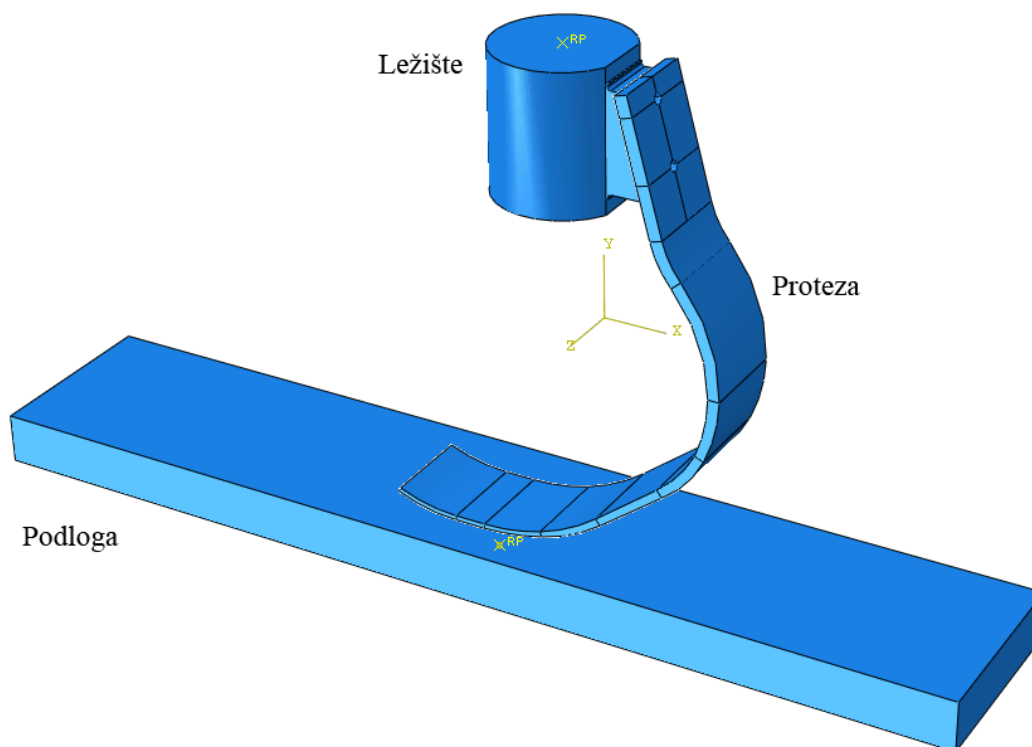
dijele prema kriteriju visine sportaša. Za izradu proteze korištena su ugljična vlakna te Kevlar vlakna koja s epoksidnom matricom tvore kompozitni materijal odličnih mehaničkih svojstava [33].

U ovom radu su sve mjere preuzete za kategoriju IV koja odgovara kriteriju visine sportaša od 180 cm do 190 cm. Za izradu 3D modela proteze korišten je računalni program „SolidWorks“. Na slici 17 prikazan je konačni 3D model proteze s osnovnim dimenzijama, izrađen u računalnom programu SolidWorks.



Slika 17. 3D model proteze, dimenzije su u [mm]

Za potrebe numeričke analize modelirana je i pojednostavljena geometrija ležišta proteze te je u računalnom programu Abaqus dodana protezi. Ležištu su dodijeljene karakteristike krutog tijela te je definirana kruta veza između ležišta i proteze. Prvo je u modulu „Interaction“ dodijeljena veza „Tie constraint“ s glavnim površinom (eng. *master surface*) na krutom ležištu i s pratećom površinom (eng. *slave surface*) na protezi. Zatim je ležište u modulu „Assembly“ pozicionirano na protezu naredbom „Position Constraint“. U Abaqusu je također definirana kruta podloga koja u analizi djeluje kao pod i preuzima opterećenja koja proteza prenosi na nju. Između krute podloge i proteze određena je kontaktna površina bez trenja. Na slici 18 prikazan je sklop koji se sastoji od ležišta, proteze i poda.



Slika 18. Sklop proteze

4.2. Materijalni model

Konstitutivni modeli za oba razmatrana kompozitna materijala su ortotropni materijali u ravninskom stanju naprezanja. Kompozitni materijali koji će se koristiti u analizama proteze napravljeni su od ugljičnih i aramidnih (Kevlar-49) vlakana te od epoksidne smole. U tablici 4 prikazana su usporedno svojstva materijala T300/914, kompozita s ugljičnim vlaknima i Kevlar-49/epoksid, kompozita s aramidnim vlaknima.

Tablica 4. Mehanička svojstva kompozita T300/914 i Kevlar-49/epoksid [23][34][35]

	T300/914	Kevlar-49/epoksid
E_1 [GPa]	138	80
E_2 [GPa]	11	5.5
ν_{12} [-]	0.28	0.34
G_{12} [GPa]	5.5	2.2
G_{23} [GPa]	3.2	1.8
X_t [GPa]	1.52	1.4

X_c [GPa]	-1.52	-0.235
Y_t [MPa]	60	12
Y_c [MPa]	-246	-53
S [MPa]	95	34

Navedena svojstva su se koristila u analizama za određivanje svojstava različitih varijanti proteza te u kriterijima popuštanja kompozitnih materijala.

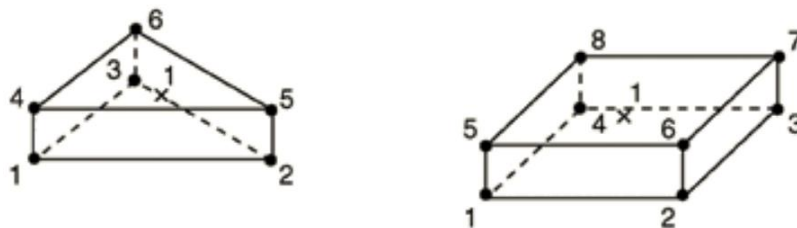
4.3. Numerički model

Proteza je u računalnom programu Abaqus modelirana kao tankostijena konstrukcija s trodimenzionalnim ljuskastim konačnim elementima. Taj pristup je odabran jer omogućuje detaljno modeliranje višeslojnih kompozitnih konstrukcija. Moguće je definirati svaki pojedinačni sloj proteze, što daje veliku kontrolu nad konstrukcijom. Odabran je „*continuum shell*“ pristup jer podržava 3D ljuskaste elemente.

Trodimenzijske konstrukcije se mogu modelirati i konvencionalnim ljuskastim elementima (eng. *conventional shell*). Međutim, to samo vrijedi kada je debljina geometrije znatno manja od ostalih dimenzija te se njihova debljina određuje u modulu „Property“. S druge strane, ljuskasti kontinuum elementi (eng. *continuum shell*) koriste se za čvrsta tijela. Njihova debljina određena je geometrijom promatranog dijela [36]. Konvencionalni ljuskasti elementi posjeduju translacijske i rotacijske stupnjeve slobode, dok ljuskasti kontinuum elementi posjeduju samo translacijske stupnjeve slobode. Sa stajališta izgleda, ljuskasti kontinuum elementi izgledaju kao trodimenzionalna čvrsta tijela, ali im je konstitutivno i kinematsko ponašanje slično konvencionalnim ljuskastim elementima [37].

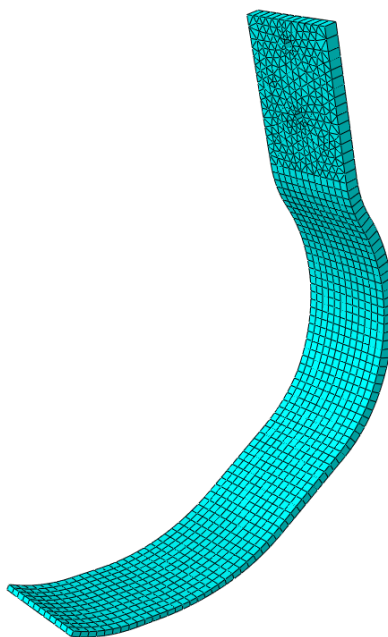
Mreža proteze je pravilna te sadrži 1328 elemenata, od kojih je 888 linearnih heksaedarskih elemenata (SC8R), a 440 linearnih elemenata u obliku klina (SC6R). Proteza cijelom duljinom po svojoj debljini sadrži samo jedan sloj elemenata. SC8R elementi imaju 8 čvorova, dok SC6R imaju 6 čvorova. SC6R elementi su korišteni na gornjem dijelu proteze zbog boljeg opisivanja geometrije provrta.

Na slici 19 mogu se vidjeti navedeni elementi i numeracija njihovih čvorova.



Slika 19. SC6R i SC8R elementi [37]

Na slici 20 prikazana je mreža konačnih elemenata proteze.

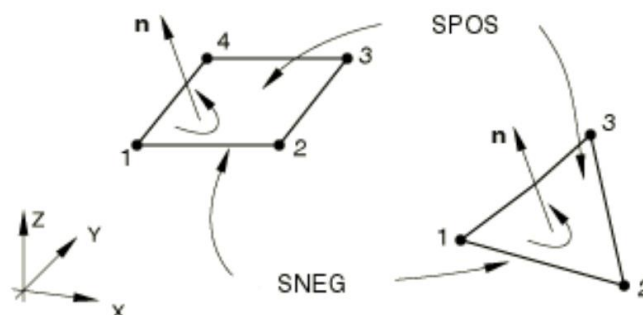


Slika 20. Mreža konačnih elemenata proteze

Ležište proteze i podloga modelirani su kao kruta tijela. Naredbom „*shell from solid*“ u modulu „*Part*“ su podloga i ležište pretvoreni u ljuskastu konstrukciju. Za opisivanje geometrije podloge i ležišta korišteni su kruti elementi. Kruti elementi su korišteni iz nekoliko razloga:

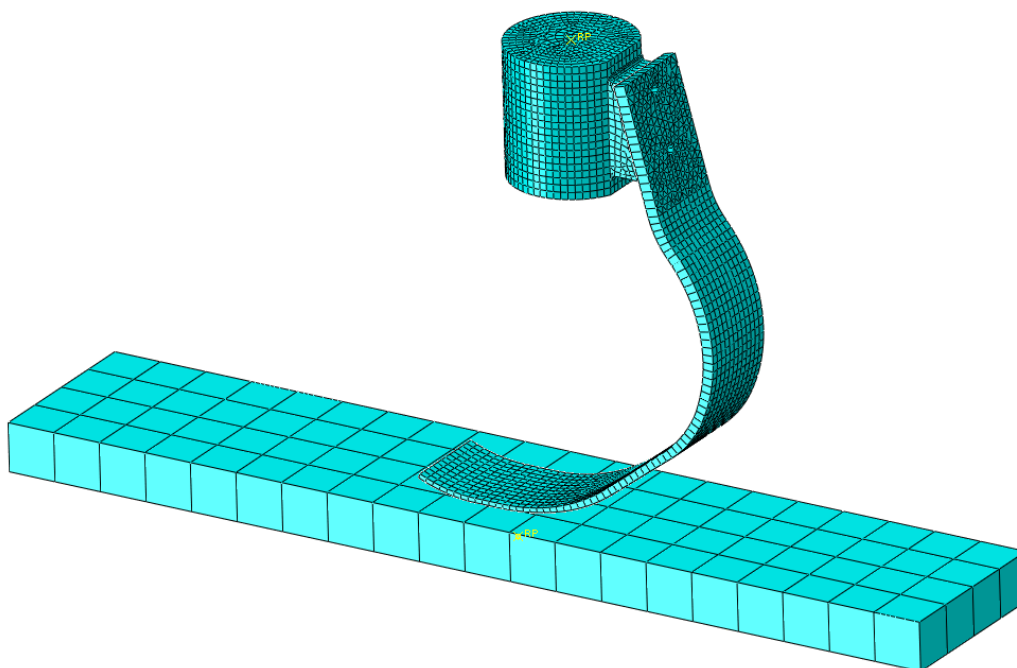
- mogu se koristiti za definiranje površina krutih tijela na kojima se ostvaruje kontakt,
- mogu se koristiti za definiranje krutih tijela u dinamičkim analizama s više komponenti,
- mogu se ostvariti veze s deformirajućim elementima,
- mogu se koristiti za određivanje rubnih uvjeta na dijelovima modela [38].

Mreža ležišta se sastoji od 2337 elemenata, od kojih je 2281 tipa R3D4, a 56 tipa R3D3. Mreža konačnih elemenata podloge se sastoji od 208 elemenata tipa R3D4. Elementi R3D3 su kruti dvodimenzijski linearni trokutasti elementi, a R3D4 su kruti dvodimenzijski linearni četverokutni elementi. Za sve krute elemente vrijedi da se površina na kojoj se nalazi pozitivna normala naziva „SPOS“, a površina na kojoj se nalazi negativna normala „SNEG“. Pozitivna normala za R3D3 i R3D4 elemente određuje se pravilom desne ruke tako da se gleda numeracija čvorova elementa. Na slici 21 su prikazani navedeni elementi, numeracija njihovih čvorova, pozitivne normale te površine pozitivnih i negativnih normala [38].



Slika 21. R3D3 i R3D4 elementi s numeracijom čvorova i pozitivnim normalama [38]

Na slici 22 je za usporedbu prikazana ukupna mreža konačnih elemenata koja je korištena u numeričkoj simulaciji. Mreža se sastoji od ukupno 3873 konačnih elemenata i 4955 čvorova.



Slika 22. Mreža konačnih elemenata za cijeli sklop

4.4. Rubni uvjeti i opterećenje

Rubni uvjeti i opterećenje modela preuzeti su iz znanstvenih istraživanja, s obzirom na to da nije bilo moguće provesti samostalno istraživanje. Podaci za silu opterećenja proteze preuzeti su iz znanstvenog rada u kojem je određena reakcijska sila podloge pri trčanju. Odabrani su podaci za trčanje pri brzini od 5 m/s (18 km/h). Vrijeme kontakta s podlogom pri toj brzini iznosi 0.2 s [39]. Dijagram reakcijskih sila po vremenu može se aproksimirati parabolom

$$f(t) = -290t^2 + 58t. \quad (1)$$

S obzirom na to da je objavljen dijagram sile u odnosu na tjelesnu masu potrebno je odrediti masu sportaša. Slobodnom procjenom određena je masa od 80 kg, što odgovara profesionalnim trkačima zadanog kriterija visine. Težina sportaša određuje se prema izrazu

$$F = mg, \quad g = 9.81 \text{ m/s}^2 \quad (2)$$

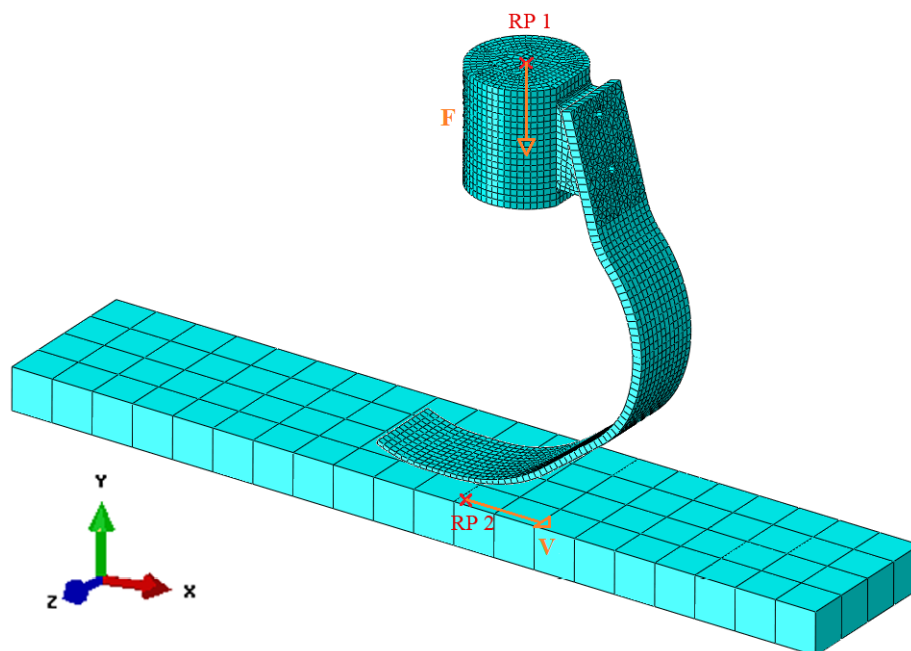
$$F = 784.8 \text{ N}.$$

Prethodna parabola ima maksimum za $t = 0.1$ s, a on iznosi 2.9, što pomnoženo s F daje maksimalnu reakcijsku silu podloge $F_{y,\max} \approx 2276 \text{ N}$.

Opterećenje na protezu je zadano preko ležišta proteze u vertikalnom smjeru (y), s rasporedom opterećenja u vremenu prema prethodnoj paraboli. Ležištu je omogućena rotacija oko osi z te translacija u smjeru y . Također je zadana kutna brzina ležišta oko osi z , koja odgovara vremenu kontakta s podlogom. Na protezu ne djeluju direktno nikakve sile niti su direktno na nju postavljeni rubni uvjeti. Opterećenje i pomaci proteze ostvaruju se preko krute veze s ležištem. Kontakt između podloge i proteze ostvaren je bez trenja, podloga je samo prisutna za preuzimanje vertikalnog opterećenja od kontakta s protezom. Na podlogu je narinut i rubni uvjet brzine u smjeru kretanja (x).

Na slici 23 su prikazane dvije referentne točke sklopa te vektor opterećenja proteze \mathbf{F} i vektor brzine podloge \mathbf{V} . Referentna točka RP 1 nalazi se s gornje strane ležišta, a referentna točka RP 2 nalazi se s donje strane podloge. Hvatište sile opterećenja na protezu se nalazi u referentnoj točki RP 1. Preko te iste točke su zadana i ograničenja za ležište te kutna brzina proteze. Rubni uvjeti za krutu podlogu su zadani preko referentne točke RP 2. Ograničenja pomaka i rotacije, sila te rubni uvjeti brzine mogu se zadati samo u jednoj točki jer se radi u krutim tijelima te stoga neće doći do odstupanja od rubnih uvjeta u drugim točkama tog tijela.

Opterećenja i brzine se preko krute veze prenose na protezu te je ona jedina komponenta u sklopu koja se deformira.



Slika 23. Numerički model s referentnim točkama u trenutku $t = 0$ s

Kontakt proteze s podlogom traje 0.2 s, što je podjeljeno u više vremenskih intervala kako bi se mogla provesti kvazistatička analiza. Početni vremenski korak integracije je postavljen na 0.004 s, što ujedno odgovara i maksimalnom vremenskom koraku. S obzirom na to da je u određenim trenucima potreban i manji korak integracije zadan je minimalni korak u iznosu od 10^{-8} s. Maksimalni broj intervala je bio ograničen na 100, a prosječno je bilo potrebno 52 koraka. Što se tiče trajanja analiza u realnom vremenu, prosječno je po analizi utrošeno 10 minuta, što odgovara 30 minuta za jednu varijantu proteze.

4.5. Kriteriji popuštanja kompozitnog materijala

Tijekom analiza je potrebno obratiti pozornost na popuštanje kompozitnih materijala. Potrebno je provjeriti zadovoljavaju li kompozitni materijali kriterije popuštanja pri zadanim uvjetima opterećenja. Bitno je provjeriti koji raspored, orijentacija i/ili kombinacija kompozitnih materijala su prikladni za ovakav tip proteze i opterećenja. Kriteriji popuštanja kod kompozitnih materijala su puno složeniji nego kod primjerice nekih izotropnih materijala u klasičnoj strojarскоj praksi. Zbog toga se oni niti ne mogu opisati klasičnim metodama kao što su duktilni ili krhki lom. Kompozitni materijali su u suštini materijali spojeni od velikog

broja slojeva, što omogućuje modificiranje mehaničkih svojstava materijala ali sa sobom nosi i druga svojstva. Činjenica je da čak niti zasebni slojevi jednog kompozita nisu homogeni, te se sastoje od minimalno dvije komponente. Iz toga razloga se može zaključiti da do popuštanja i loma kompozitnog materijala može doći na mnogo načina, u ovisnosti o brojnim čimbenicima [23].

Najčešće razmatrani načini popuštanja kompozita su

- pucanje vlakna,
- izvlačenje vlakna,
- lom matrice,
- delaminacija.

Upravo zbog kompliciranih mehanizama popuštanja te velikog broja načina popuštanja razvijen je velik broj kriterija popuštanja. Neki od kriterija su veoma specifični i odnose se samo na određene slučajeve, dok su drugi općenitiji i mogu poslužiti za veći broj slučajeva. Općenitiji kriteriji su često prihvaćeniji u inženjerskoj praksi zbog svog širokog područja upotrebe [23].

Najprihvaćeniji i najpoznatiji kriteriji popuštanja su

- Tsai-Hill kriterij,
- Tsai-Wu kriterij,
- Hashinov kriterij,
- Puckov kriterij,
- kriterij maksimalnih deformacija,
- kriterij maksimalnih naprezanja.

Kriteriji čvrstoće se uvijek postavljaju za jedan određeni sloj, a naprezanja su definirana u glavnom materijalnom sustavu [23]. Kao i kod nekog od klasičnih pristupa za određivanje međuovisnosti mehaničkih svojstava, tako se i kod navedenih kriterija popuštanja prvo moraju definirati granice, u ovom slučaju čvrstoće u smjeru glavnih materijalnih osi. Za kompozitni sloj koji ima jednaka svojstva u tlaku i vlaku postoje tri osnovne granice čvrstoće:

- X - čvrstoća u pravcu vlakana,
- Y - čvrstoća okomito na pravac vlakana,
- S - smična čvrstoća [40].

Za kompozitne slojeve koji imaju različita vlačna i tlačna mehanička svojstva moraju se razlikovati i vlačne i tlačne čvrstoće određenih slojeva. Tada se umjesto tri osnovne granice čvrstoće koristi pet parametara čvrstoće

- X_c – tlačna čvrstoća u pravcu vlakana,
- X_t – vlačna čvrstoća u pravcu vlakana,
- Y_c – tlačna čvrstoća u pravcu okomitom na vlakna,
- Y_t – tlačna čvrstoća u pravcu okomitiom na vlakna,
- S – smična čvrstoća [23].

Tih pet parametara se također može izraziti preko deformacija, ukoliko se postave kriteriji pomoću dopuštenih deformacija.

Bitno je napomenuti da kod kriterija popuštanja za kompozitne materijale vrijednosti naprezanja koje ulaze u kriterije nisu glavne vrijednosti kao kod izotropnih materijala, već su to vrijednosti naprezanja u smjeru glavnih materijalnih osi pojedinih slojeva [23].

Kod brojnih analiza u ovom radu primjenjivat će se tri osnovna kriterija popuštanja:

1. Tsai-Hill kriterij,
2. Tsai-Wu kriterij,
3. Hashinov kriterij.

Uz njihovu pomoć mogu se odbaciti kompozitne konstrukcije koje ne zadovoljavaju zadane uvjete.

4.5.1. Tsai-Hill kriterij

Tsai-Hill kriterij se nalazi u skupini energetskih kriterija popuštanja, a koristi se kod troosnog stanja naprezanja. Prema ovom kriteriju neće doći do popuštanja ukoliko se ispuni uvjet [23]:

$$\begin{aligned} & (G + H)\sigma_1^2 + (F + H)\sigma_2^2 + (F + G)\sigma_3^2 + 2H\sigma_1\sigma_2 - \\ & - 2G\sigma_1\sigma_3 - 2F\sigma_2\sigma_3 + 2L\tau_{23}^2 + 2M\tau_{13}^2 + 2N\tau_{12}^2 < 1 \end{aligned} \quad (3)$$

U danom izrazu komponente F , G , H , L , M i N označavaju parametre čvrstoće materijala [40]. Vrijednosti ovih parametara usko su povezane s tri osnovna parametra čvrstoće X , Y i S . Ta veza se može izraziti ako se postave uvjeti $\sigma_1 \neq 0$ te $\sigma_{ij} = 0$, što znači da su sve ostale komponente naprezanja različite od nule [23]. Konačni izraz Tsai-Hill kriterija za jedan sloj u ravninskom stanju naprezanja glasi

$$\frac{\sigma_1^2}{X^2} - \frac{\sigma_1\sigma_1}{X^2} + \frac{\sigma_2^2}{Y^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S^2} < 1 \quad (4)$$

Istraživanjem je pokazano da Tsai-Hillov kriterij dobro aproksimira eksperimentalno dobivene rezultate za dvoosno stanje naprezanja u kompozitnim slojevima [40].

4.5.2. Tsai-Wu kriterij

Prethodni kriterij nije bez mana pa tako postoje određene greške kod aproksimiranja eksperimentalnih podataka. Jedan način kako se to može popraviti jest taj da se poveća broj članova u kriteriju. Kako bi se postiglo to poboljšano svojstvo aproksimiranja krivulja potreban je novi izraz za ovaj kriterij [40].

Tsai-Wu kriterij je jedan od najčešće korištenih kriterija popuštanja kompozita, a naziva se još i tenzorski ili kvadratični kriterij. On u indeksnom zapisu glasi [23]:

$$F_i\sigma_i + F_{ij}\sigma_i\sigma_j = 1, \quad i, j = 1, 6. \quad (5)$$

U gornjem izrazu oznake F_i i F_{ij} predstavljaju tenzore čvrstoće drugog, odnosno četvrtog reda. Oznake naprezanja prikazane su u skraćenom obliku prema Voigtovoj konvenciji [40].

Zapis kriterija se sastoji od 43 člana [23]:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + \dots + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1\sigma_1 + F_{12}\sigma_1\sigma_2 + \dots + F_{66}\sigma_6\sigma_6 = 1 \quad (6)$$

Ako se razmatra samo jedan sloj u ravninskom stanju naprezanja kriterij glasi:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + 2F_{16}\sigma_1\sigma_6 + 2F_{26}\sigma_2\sigma_6 = 1 \quad (7)$$

Daljnjom analizom kriterija može se utvrditi da su članovi F_6 , F_{16} i F_{26} jednaki nuli. Kao i kod Tsai-Hill kriterija, vrijednosti parametara dobivaju se uvrštavanjem rubnih uvjeta. U slučaju da je $\sigma_1 \neq 0$, a da su sve ostale komponente naprezanja jednake nuli, najveća moguća vrijednost koje naprezanje može poprimiti bez narušavanja kriterija čvrstoće je X_t ili X_c .

Tako Tsai-Wu kriterij daje dva izraza, u odnosu na predznak naprezanja [23]:

$$\begin{aligned} F_1X_t + F_{11}X_t^2 &= 1, \\ F_1X_c + F_{11}X_c^2 &= 1. \end{aligned} \quad (8)$$

Kada se taj sustav riješi dobiju se vrijednosti parametara čvrstoće F_1 i F_{11} :

$$F_1 = \frac{1}{X_t} + \frac{1}{X_c},$$

$$F_{11} = -\frac{1}{X_t X_c}.$$
(9)

Ako se isti postupak ponovi uz pretpostavku da je $\sigma_2 \neq 0$ dobiju se parametri:

$$F_2 = \frac{1}{Y_t} + \frac{1}{Y_c},$$

$$F_{22} = -\frac{1}{Y_t Y_c}.$$
(10)

Konačno, ako se kao rubni uvjet uzme da je $\sigma_6 \neq 0$ dobije se:

$$F_{66} = \frac{1}{S^2}.$$
(11)

Parametar F_{12} se ne može odrediti jednoosnim ispitivanjima, već je potrebno provesti dvoosne testove kako bi se odredile njegove vrijednosti. Najčešće korišteni oblika tog parametra glasi [23]:

$$F_{12} = -\frac{1}{2}\sqrt{F_{11}F_{22}}.$$
(12)

Ukoliko se parametar tako zapiše i uvrsti u konačni izraz za Tsai-Wu kriterij, dobije se najčešće korišteni oblik tog kriterija:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + \sqrt{F_{11}F_{22}}\sigma_1\sigma_2 = 1.$$
(13)

Kod Tsai-Wu kriterija je bitno napomenuti da ne ukazuje na način na koji popušta neki kompozitni materijal, nego samo na naprezanje pri kojem će određeni sloj popustiti. Ovaj kriterij je veoma jednostavan za primjenu iz razloga što se koristi samo jedan izraz, što ga čini dobrim alatom za brze provjere [23].

4.5.3. Hashinov kriterij

Hashinov kriterij spada u kriterije kod kojih se koristi nekoliko komponenata naprezanja za određivanje pojedinog načina popuštanja [41]. Ovaj kriterij je također kvadratični zbog boljeg aproksimiranja krivulje popuštanja [42]. Kod ovog kriterija uzimaju se u obzir popuštanja kako vlakana tako i matrica te se za pojedini sloj određuju četiri načina popuštanja. Za ispitivanje kompozitnih slojeva koriste se sljedeći kriteriji popuštanja [41]:

1. Vlačno popuštanje vlakana za $\sigma_{11} \geq 0$

$$\left(\frac{\sigma_{11}}{X_t}\right)^2 + \frac{\sigma_{12}^2 + \sigma_{13}^2}{S_{12}^2} < 1 \quad (14)$$

2. Tlačno popuštanje vlakana za $\sigma_{11} < 0$

$$\left(\frac{\sigma_{11}}{X_c}\right)^2 < 1 \quad (15)$$

3. Vlačno popuštanje matrice kod trodimenzionalnog stanja naprežanja za $\sigma_{22} + \sigma_{33} > 0$

$$\frac{(\sigma_{22} + \sigma_{33})^2}{Y_t^2} + \frac{\sigma_{23}^2 - \sigma_{22}\sigma_{33}}{S_{23}^2} + \frac{\sigma_{12}^2 + \sigma_{13}^2}{S_{12}^2} < 1 \quad (16)$$

4. Tlačno popuštanje matrice kod trodimenzionalnog stanja naprežanja za $\sigma_{22} + \sigma_{33} < 0$

$$\left[\left(\frac{Y_c}{2S_{23}}\right)^2 - 1\right]\left(\frac{\sigma_{22} + \sigma_{33}}{Y_c}\right) + \frac{(\sigma_{22} + \sigma_{33})^2}{4S_{23}^2} + \frac{\sigma_{23}^2 - \sigma_{22}\sigma_{33}}{S_{23}^2} + \frac{\sigma_{12}^2 + \sigma_{13}^2}{S_{12}^2} < 1 \quad (17)$$

Međutim, u računalnom programu za MKE (metoda konačnih elemenata) analizu se ne koriste identični kriteriji kao što su prethodno prikazani. U računalnom programu „Abaqus“ koriste se veoma slični kriteriji koji se baziraju na Hashinovom kriteriju. Kao i kod Hashinovog kriterija razmatraju se ista četiri načina popuštanja kompozitnog materijala [43].

Modificirani kriteriji glase:

1. Vlačno popuštanje vlakana za $\sigma_{11} \geq 0$

$$F_{t,f} = \left(\frac{\hat{\sigma}_{11}}{X_t}\right)^2 + \alpha \left(\frac{\hat{\tau}_{12}}{S_l}\right)^2 \quad (18)$$

2. Tlačno popuštanje vlakana za $\sigma_{11} < 0$

$$F_{c,f} = \left(\frac{\hat{\sigma}_{11}}{X_c}\right)^2 \quad (19)$$

3. Vlačno popuštanje matrice za $\sigma_{22} > 0$

$$F_{t,m} = \left(\frac{\hat{\sigma}_{22}}{Y_t}\right)^2 + \left(\frac{\hat{\tau}_{12}}{S_l}\right)^2 \quad (20)$$

4. Tlačno popuštanje matrice za $\sigma_{22} < 0$

$$F_{c,m} = \left(\frac{\hat{\sigma}_{22}}{2S_t} \right)^2 + \left[\left(\frac{Y_c}{2S_t} \right)^2 - 1 \right] \frac{\hat{\sigma}_{22}}{Y_c} + \left(\frac{\hat{\tau}_{12}}{S_t} \right)^2 \quad (21)$$

U gornjim izrazima parametri S_l , odnosno S_t označavaju longitudinalnu smičnu čvrstoću, odnosno transverzalnu smiču čvrstoću koje su u kompozitnim slojevima jednake i označavaju se sa S , dok α označava koeficijent koji određuje utjecaj smičnog naprezanja na kriterij vlačnog popuštanja vlakna. Variranjem tog koeficijenta modificirani kriteriji se mogu prilagoditi da se dobije model popuštanja prema Hashinu i Rotemu (za $\alpha = 0$ i $S_t = Y_c/2$), ili prethodno navedeni model prema Hashinu (za $\alpha = 1$). U svim provedenim numeričkim simulacija korišten je koeficijent utjecaja smičnog naprezanja $\alpha = 1$. Komponente naprezanja $\hat{\sigma}_{11}, \hat{\sigma}_{22}, \hat{\tau}_{12}$ su članovi efektivnog tenzora naprezanja $\hat{\sigma}$ koji se dobije iz relacije [43]

$$\hat{\sigma} = \mathbf{M}\sigma \quad (22)$$

U prethodnom izrazu σ označava pravi tenzor naprezanja dok \mathbf{M} predstavlja operator oštećenja, a njegov matrični oblik glasi:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} \frac{1}{1-d_f} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{1-d_m} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{1-d_s} \end{bmatrix} \quad (23)$$

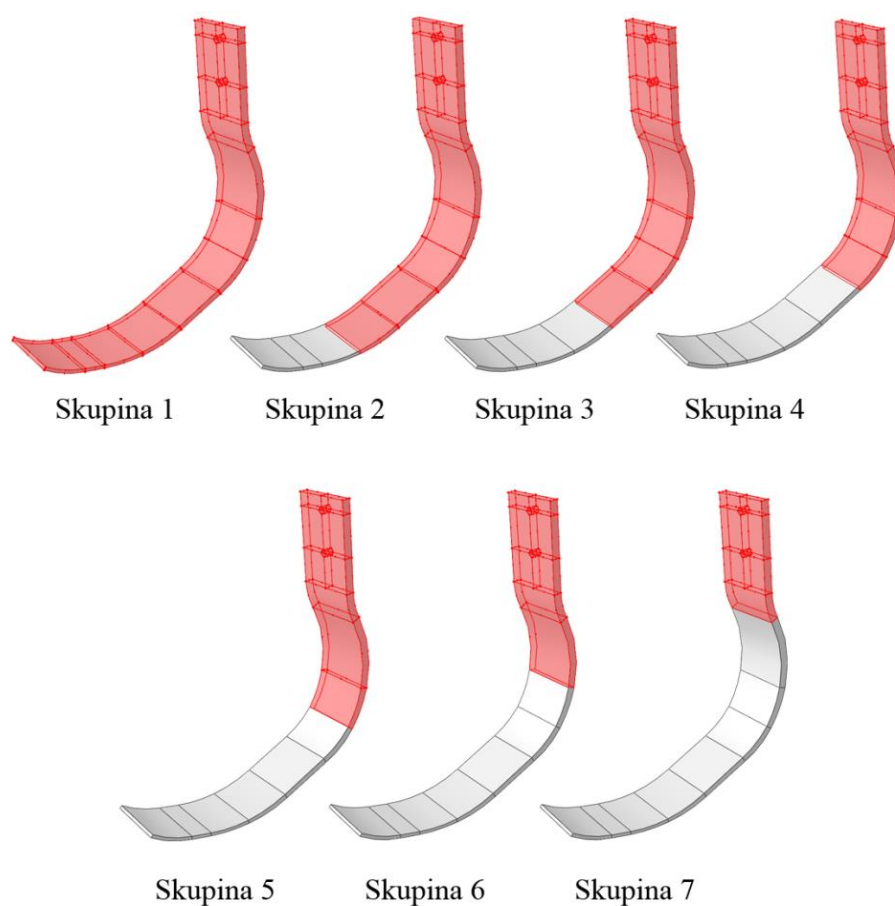
Pojavljaju se novi izrazi d_f, d_m i d_s koji označavaju varijable unutarnjih oštećenja koja karakteriziraju vlakna, matricu i smična oštećenja [43].

4.6. Varijante analiziranih kompozitnih proteza

Provedena je analiza 7 različitih varijanti proteza. Od jedne varijante do druge mijenjao se raspored slojeva u kompozitu, njihova orijentacija te kompozitna vlakana u slojevima. Za svaku varijantu bilo je potrebno provesti tri zasebne simulacije zbog velike potrebe za resursima računala. Naime, zbog velikog broja kompozitnih slojeva i vremenskih intervala nije bilo moguće dobiti sve podatke iz jedne simulacije. Veliki broj proračuna i izlaznih informacija zahtijevao je više radne memorije nego što je bilo dostupno na računalu.

Prva numerička analiza svake varijante svodila se na određivanje naprezanja u svakom od 96 slojevima kompozitnog materijala. Vodio se računa o maksimalnim naprezanjima te o mogućim koncentracijama naprezanja. Posebno su se pratila naprezanja na vanjskim slojevima kompozita te na prijelazima pojedinih slojeva. Takav postupak je proveden jer se ne protežu svi slojevi preko cijele proteze, već neki dijelovi proteze imaju veći, odnosno manji broj slojeva u ovisnosti o debljini presjeka proteze. Druga analiza svake varijante svodila se na određivanje zadovoljenosti kriterija popuštanja za svaki sloj, što također zahtjeva velik dio resursa računala. Kriteriji popuštanja su isto tako provjereni u kritičnim slojevima kompozita. Treća analiza služila je za određivanje ukupne elastične energije proteze.

Slika 24 prikazuje različite skupine slojeva proteze i njihove položaje u protezi.



Slika 24. Skupine kompozitnih slojeva

Za zadavanje rasporeda slojeva koristila se funkcija „*Composite Layup*“ u modulu „*Property*“. Takav pristup omogućuje zadavanje rasporeda slojeva koji je sličan tehnologiji proizvodnje kompozitnih konstrukcija, gdje se slojevi slažu u kalup. Sukladno tome, slojevi skupine 1 se pružaju kroz cijelu geometriju kompozitne proteze. Slojevi ostalih skupina su

tim kraći što se povećava redni broj skupine. Iz tog razloga su slojevi skupine 7 najkraći i nalaze se samo u gornjem dijelu proteze gdje se ona pričvršćuje za ležište. Tako se svi ostali slojevi slažu redom na slojeve prve skupine sve dok se ne dobije ukupna debljina konstrukcije. Najdeblji dio kompozitne konstrukcije (mjesto pričvršćenja za ležište) sadržava sve slojeve i skupine slojeva, dok najtanji dio konstrukcije (vrh proteze) sadrži samo slojeve skupine 1. Skupine slojeva se mogu postavljati proizvoljnim redoslijedom, ovisno o potrebama i vrsti kalupa.

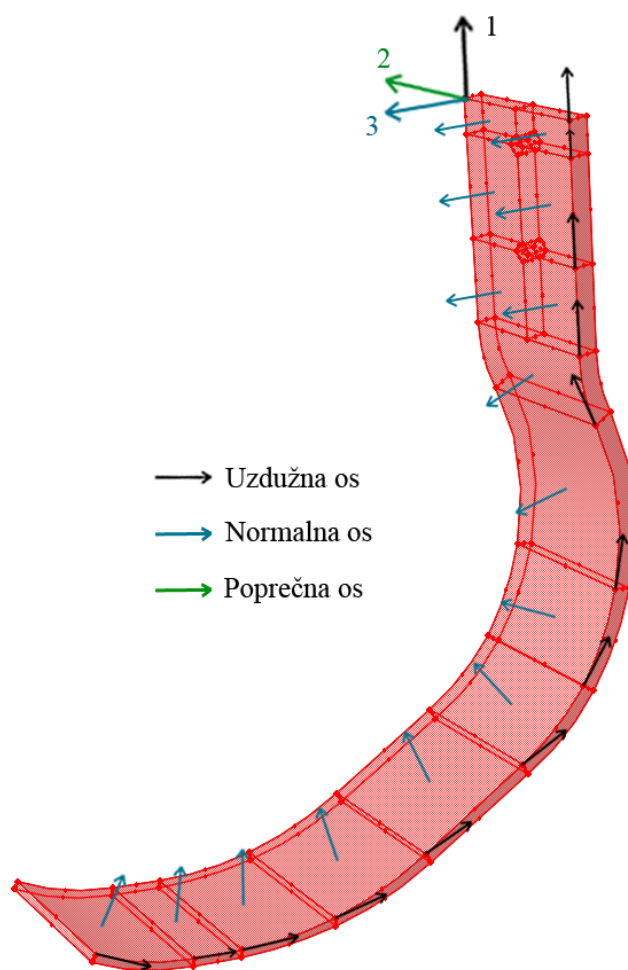
Svaka od skupina se sastoji od određenog broja slojeva, a debljina svakog sloja iznosi 0.125 mm. S obzirom na to da debljina proteze na njezinom najdebljem dijelu iznosi 12 mm, ukupni broj slojeva na tom dijelu je 96. Na najtanjem dijelu proteze ona je debela 4.5 mm, što znači da sadržava 36 slojeva. Ako se pogleda u tablicu 5, gdje je prikazan broj slojeva po skupini, može se uočiti da taj broj odgovara broju slojeva skupine 1. Kako raste debljina proteze tako se povećava i broj skupina koje su prisutne o protezi. Broj slojeva po skupini dobio se izračunom iz debljine pojedinog sloja i debljine proteza na 7 karakterističnih poprečnih presjeka.

Tablica 5. Broj slojeva po skupinama

Skupina	Broj slojeva
1	36
2	6
3	16
4	8
5	10
6	12
7	8

Kako bi se mogla odrediti orijentacija kompozitnih slojeva u različitim varijantama proteze, potrebno je definirati globalni, odnosno referentni koordinatni sustav. To je postignuto zadavanjem koordinatnog sustava u funkciji „*Composite Layup*“, gdje je odabrana opcija „*Discrete*“ za zadavanje orijentacije vlakana (eng. *Layup Orientation*). Koordinatni sustav je definiran na način da se na geometriji proteze odredi brid koji će predstavljati glavnu os (*primary axis*) i površina iz koje proizlazi normalna os (*normal axis*). Na slici 25 se mogu

vidjeti odabrani brid za uzdužnu os te normale na površinu za normalnu os. Također je prikazan i primjer referentnog koordinatnog sustava za gornji, ravni dio.



Slika 25. Referentni koordinatni sustav određen prema bridu i površini na geometriji proteze

4.6.1. Prva varijanta

U ovom slučaju se proteza sastoji samo od kompozita s ugljičnim vlaknima s mehaničkim svojstvima slojeva prema tablici 4. Orijentacija svih vlakana je postavljena na 0° (referentna os prati protezu po dužini, od donjeg dijela prema gornjem), a raspored slojeva je takav da su na vanjskim dijelovima slojevi koji se protežu po cijeloj protezi, a prema središtu poprečnog presjeka se nalaze kraći slojevi. U tablici 6 je prikazan raspored skupina kompozitnih slojeva za prvu varijantu. Može se vidjeti da se u kalup prvo polažu slojevi 1-18, koji pripadaju skupini 1. Zatim se na te slojeve dodaju slojevi ostalih skupina kako je prikazano u tablici. Raspored skupina slojeva je simetričan u odnosu na središnju površinu kompozita.

Tablica 6. Raspored skupina kompozitnih slojeva za prvu varijantu (simetričan)

Kontaktna površina	Skupina 1	Sloj 1-18
	Skupina 2	Sloj 19-21
	Skupina 3	Sloj 22-29
	Skupina 4	Sloj 30-33
	Skupina 5	Sloj 34-38
	Skupina 6	Sloj 39-44
Srednja površina	Skupina 7	Sloj 45-48

4.6.2. Druga varijanta

U ovom slučaju se proteza također sastoji samo od kompozita s ugljičnim vlaknima. Orijentacija vlakana je izmjenična i postavljena na $\pm 30^\circ$ (*angle-ply* raspored slojeva), a raspored skupina slojeva je identičan prvoj varijanti te se može vidjeti u tablici 6.

4.6.3. Treća varijanta

Kod ove varijante je zadržan isti materijal proteze te orijentacija vlakana i raspored slojeva kao u drugoj varijanti. To znači da se se koristio *angle-ply* raspored slojeva s kutom od 30° . Jedina razlika u odnosu na drugu varijantu je u rasporedu skupina slojeva.

U ovom slučaju se započinje polaganje slojeva u kalup s dva sloja skupine 1, zatim se na njih polažu 2 sloja skupine 2, i nakon toga se izmjenjuju po jedan sloj skupine 1 i jedan sloj ostalih skupina. To znači da naizmjenično variraju slojevi pojedinih skupina. Na taj način je smanjen grubi prijelaz s jedne skupine slojeva na drugu. Takav raspored je napravljen kako bi se smanjile eventualne koncentracije naprezanja na prijelazima s jedne skupine slojeva na drugu (prijelaz s kraćih na duže slojeve). U tablici 7 je prikazan primjer takvog rasporeda slojeva.

Tablica 7. Raspored skupina slojeva za treću varijantu

1. sloj	Skupina 1
2. sloj	Skupina 1
3. sloj	Skupina 2
4. sloj	Skupina 2
5. sloj	Skupina 1

6. sloj	Skupina 2
7. sloj	Skupina 1
8. sloj	Skupina 3
⋮	⋮

Na slici 26 može se vidjeti primjer grubog prijelaza skupina slojeva. Svaka od prikazanih skupina sadržava nekoliko slojeva. Ukoliko se ti slojevi bolje rasporede zaokruženi prostor se može smanjiti jer je manji broj slojeva na prijelazu. To znači da je manji zarez, a time i koncentracija naprezanja.



Slika 26. Primjer grubog prijelaza jedne na drugu skupinu slojeva

4.6.4. Četvrta varijanta

U ovom slučaju se proteza također sastoji samo od kompozita s ugljičnim vlaknima. Orijentacija vlakana je zadana kao za drugu i treću varijantu, a raspored slojeva je takav da su na unutarnjim dijelovima slojevi koji se protežu po cijeloj protezi, a prema središtu poprečnog presjeka se nalaze duži slojevi. To znači da je kod četvrte varijante raspored skupina slojeva obrnut u odnosu na prvu varijantu. U tablici 8 je prikazan raspored skupina kompozitnih slojeva za četvrtu varijantu.

Tablica 8. Raspored skupina kompozitnih slojeva za četvrtu varijantu (simetričan)

Stražnja/prednja površina	Skupina 7
	Skupina 6
	Skupina 5
	Skupina 4
	Skupina 3

	Skupina 2
Srednja površina	Skupina 1

4.6.5. Peta varijanta

Kod ove varijante se proteza, kao i prethodni slučajevi, sastoji samo od kompozita s ugljičnim vlaknima. Raspored slojeva je „angle-ply“ a orijentacija vlakana je postavljena na $\pm 35^\circ$. Raspored skupina slojeva je identičan prvoj varijanti te se može vidjeti u tablici 6.

4.6.6. Šesta varijanta

Ova varijanta se razlikuje od prethodnih po tome što se koristi Kevlar u kombinaciji s ugljičnim vlaknima. Orijetacija svih vlakana je postavljena na 0° (referentna os prati protezu po dužini, od donjeg dijela prema gornjem), a raspored skupina slojeva je identičan onom u prvoj varijanti. Prvih 14 slojeva sastoje se od Kevlar vlakana, a ostali od ugljičnih vlakna. To znači da su Kevlar vlakna u prvom sloju koji je kontaktna površina te u narednih 13 slojeva.

4.6.7. Sedma varijanta

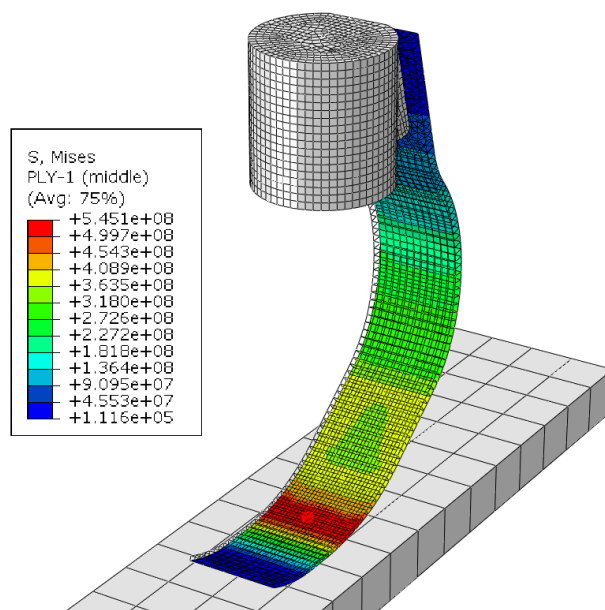
U ovoj varijanti, kao i kod prethodne se koristi Kevlar u kombinaciji s ugljičnim vlaknima. Orijetacija svih vlakana u kompozitnoj konstrukciji je postavljena na 0° , a raspored skupina slojeva je identičan onom u prvoj varijanti. To znači da je simetričan raspored skupina slojeva s obzirom na središnju površinu, gdje su slojevi skupine 1 na kontaktnoj površini, a slojevi ostalih skupina u unutrašnjosti proteze. Razlika u odnosu na šestu varijantu je da se ovdje kevlar nalazi u unutarnjim slojevima proteze. Samo skupina 1 sadrži ugljična vlakna, dok slojevi svih ostalih skupina sadrže Kevlar vlakna. S obzirom na to da je simetričan raspored skupina slojeva, tako se i na gornjoj strani proteze nalazi 18 slojeva skupine 1 s ugljičnim vlaknima.

4.7. Rezultati numeričkih analiza

4.7.1. Prva varijanta

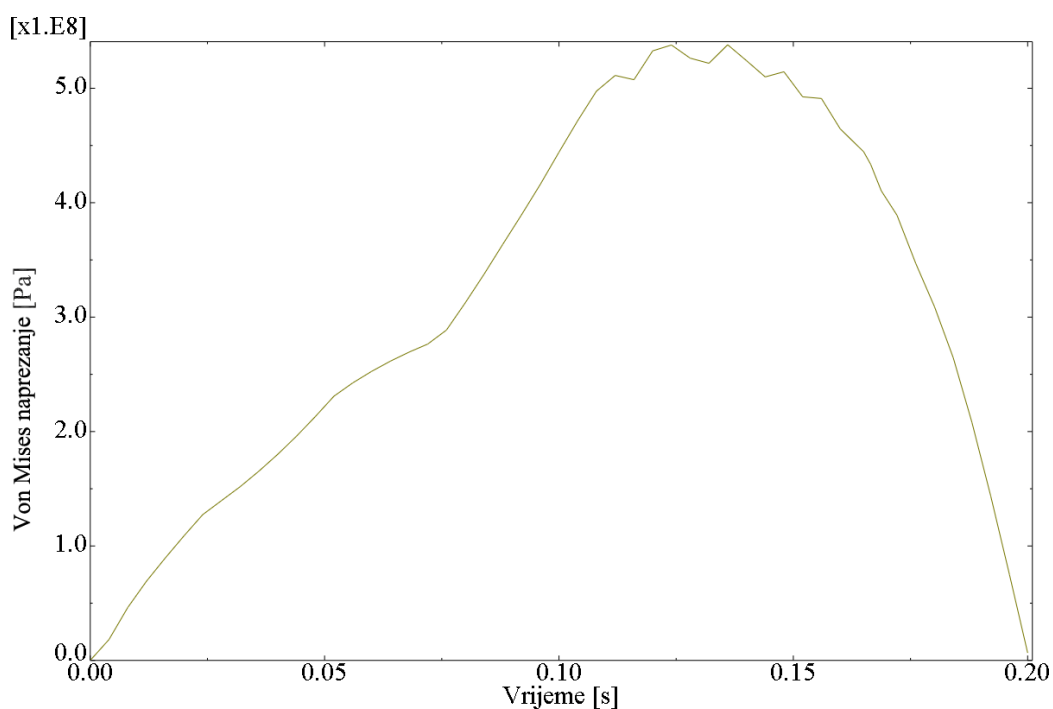
Nakon provedenih računalnih simulacija ustanovljeno je da se maksimalni iznos Von Mises naprezanja pojavljuje u prvom sloju proteze, tj. u sloju koji je u kontaktu s podlogom. Maksimalno Von Mises naprezanje iznosi 545 MPa. Na slici 27 se može vidjeti raspodjela

ekvivalentnog Von Mises naprezanja u prvom sloju u trenutku $t = 0.124$ s, kada se pojavljuje maksimalno ekvivalentno naprezanje.



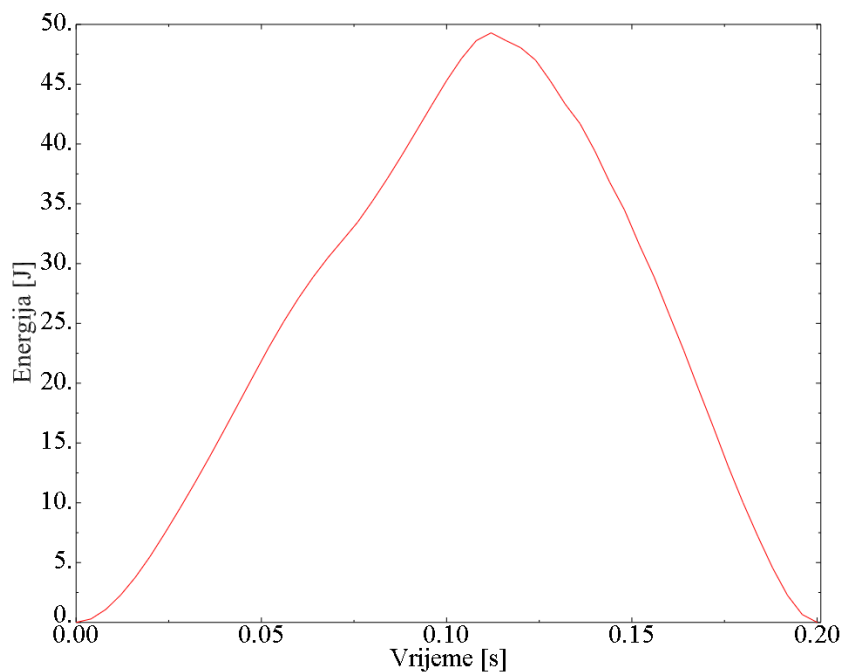
Slika 27. Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u prvom sloju prve varijante u trenutku $t = 0.124$ s

Na slici 28 prikazana je vremenska ovisnost Von Mises naprezanja u elementu koji se nalazi u području maksimalnog naprezanja kroz cijeli vremenski period kontakta proteze s podlogom. Taj element je označen na slici 27.



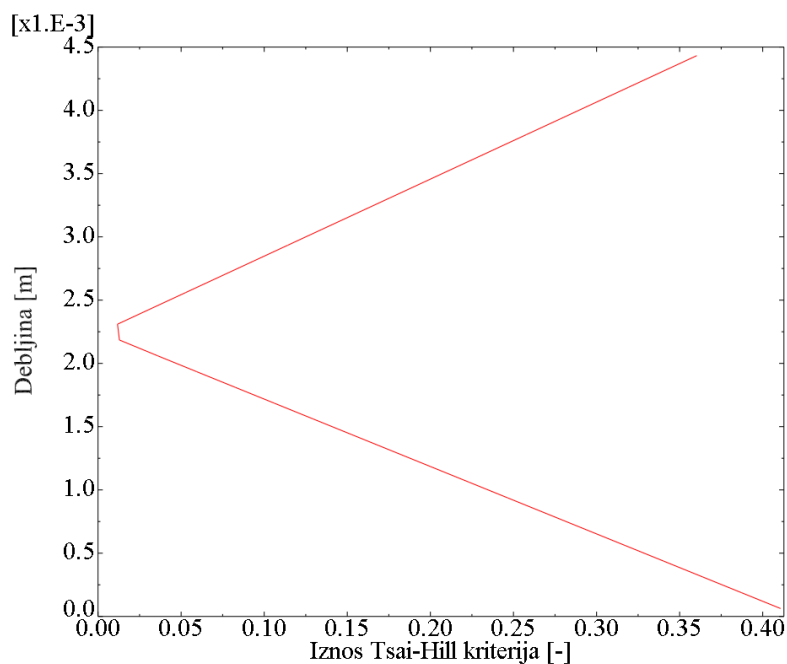
Slika 28. Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprežanjem za prvu varijantu

Slika 29 prikazuje energiju elastične deformacije proteze koja se koristi za odgurivanje od podloge. Za prvu varijantu maksimalna razina energije iznosi 49 J.



Slika 29. Elastična energija proteze za prvu varijantu

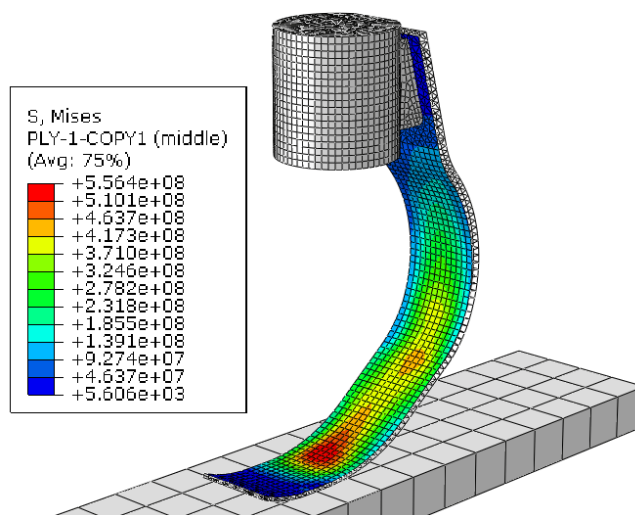
Kriteriji popuštanja su također provjereni te je ustanovljeno da su svi zadovoljeni. Slika 30 prikazuje iznos Tsai-Hill kriterija po debljini kritičnog elementa na protezi u trenutku $t = 0.136$ s. Maksimalni iznos kriterija postignut je u prvom sloju i iznosi 0.408.



Slika 30. Iznos Tsai-Hill kriterija po debljini u kritičnom elementu za prvu varijantu u trenutku $t = 0.136$ s

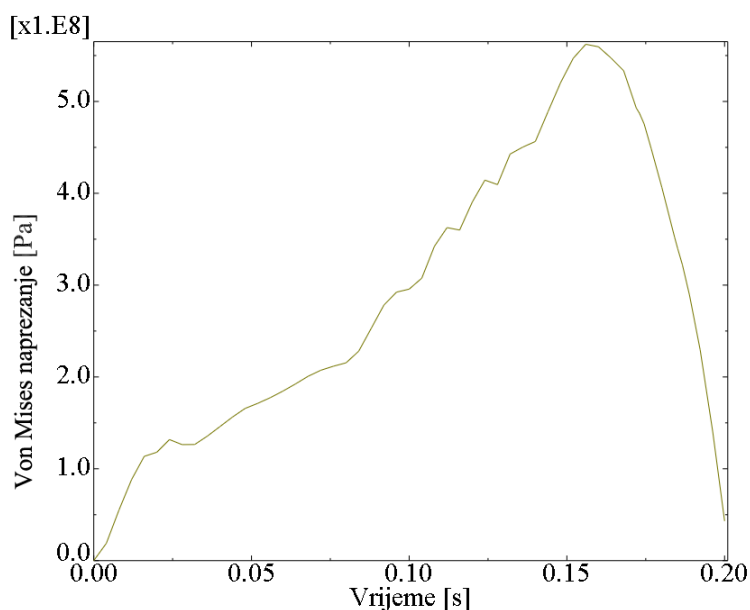
4.7.2. Druga varijanta

Nakon provedenih numeričkih analiza ustanovljeno je da se maksimalni iznos Von Mises naprezanja pojavljuje u zadnjem sloju proteze (96. sloj) koji se nalazi na gornjoj strani proteze. Maksimalno ekvivalentno Von Mises naprezanje u tom sloju iznosi 556 MPa. Na slici 31 se može vidjeti raspodjela naprezanja u zadnjem sloju u trenutku $t = 0.156$ s, kada se pojavljuje maksimalno Von Mises naprezanje.



Slika 31. Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u zadnjem sloju druge varijante u trenutku $t = 0.156$ s

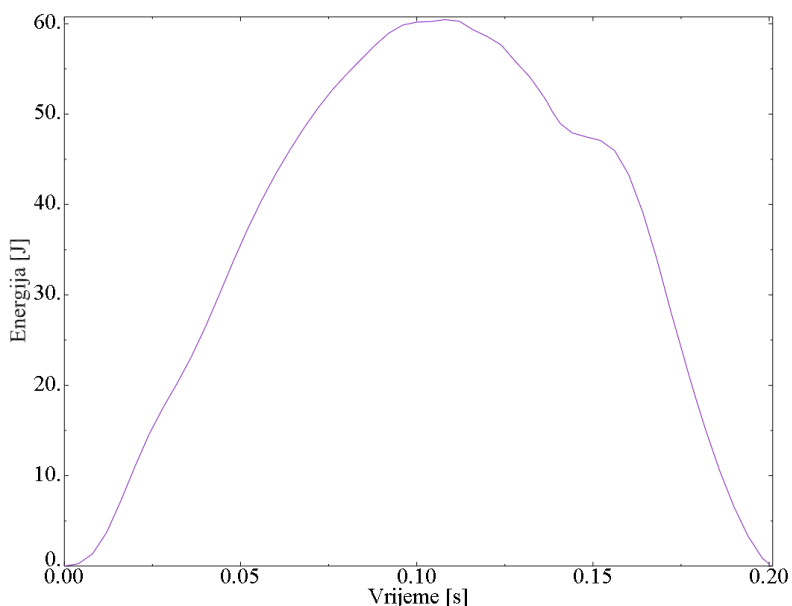
Na slici 32 je prikazano ekvivalentno Von Mises naprezanje u elementu koji se nalazi u području maksimalnog naprezanja kroz cijeli vremenski period kontakta proteze s podlogom.



Slika 32. Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za drugu varijantu

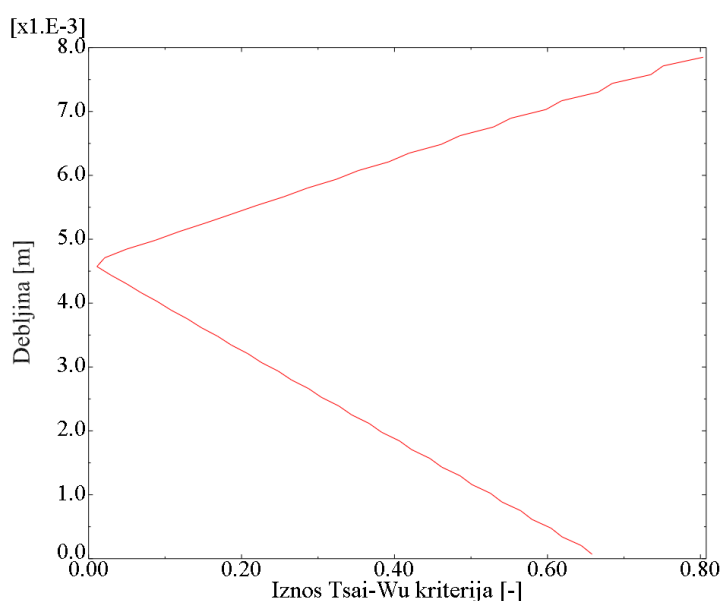
Iz prethodne slike može se vidjeti da maksimalno ekvivalentno naprezanje nastupa u kasnijem trenutku u odnosu na prvu varijantu. Takav ishod je kombinacija činjenice da se maksimalno Von Mises naprezanje pojavljuje u različitim mjestima i slojevima na protezi.

Slika 33 prikazuje elastičnu energiju proteze koja se koristi za odgurivanje od podloge. Za drugu varijantu maksimalna razina elastične energije deformiranja iznosi 60 J.



Slika 33. Elastična energija deformiranja proteze za drugu varijantu

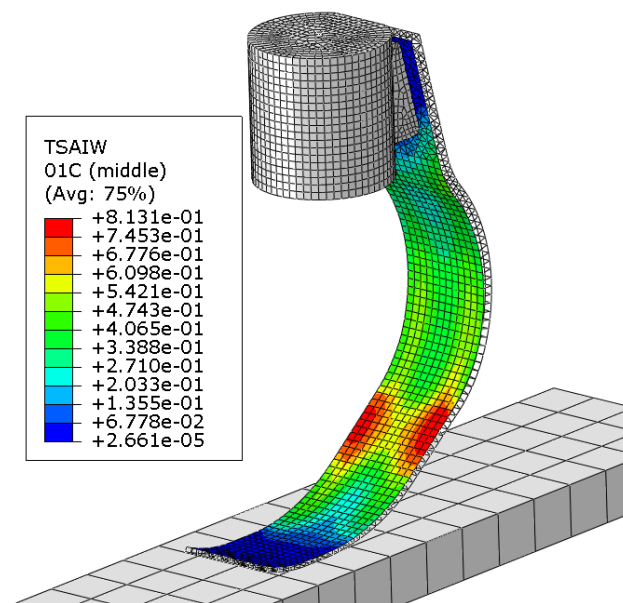
Provjerom kriterija popuštanja ustanovljeno je da svaki sloj proteze zadovoljava sve zadane kriterije. Najveći iznos među kriterijima je ostvaren u zadnjem sloju za Tsai-Wu kriterij te on iznosi 0.81. Slika 34 prikazuje iznos Tsai-Wu kriterija po debljini kritičnog elementa.



Slika 34. Iznos Tsai-Wu kriterija po debljini kritičnog elementu za drugu varijantu, $t = 0.112$ s

4.7.3. Treća varijanta

Nakon pregleda rezultata analize ustanovljeno je da se maksimalni iznos Von Mises naprezanja za treću varijantu kompozitne proteze pojavljuje u zadnjem sloju proteze (96. sloj). Maksimalno Von Mises naprezanje u tom sloju iznosi 559 MPa. Slika 35 prikazuje raspodjelu iznosa za Tsai-Wu kriterij u zadnjem sloju u trenutku $t = 0.112$ s, kada se pojavljuje maksimalni iznos.



Slika 35. Raspodjela iznosa za Tsai-Wu kriterij u zadnjem sloju treće varijante u trenutku $t = 0.112$ s

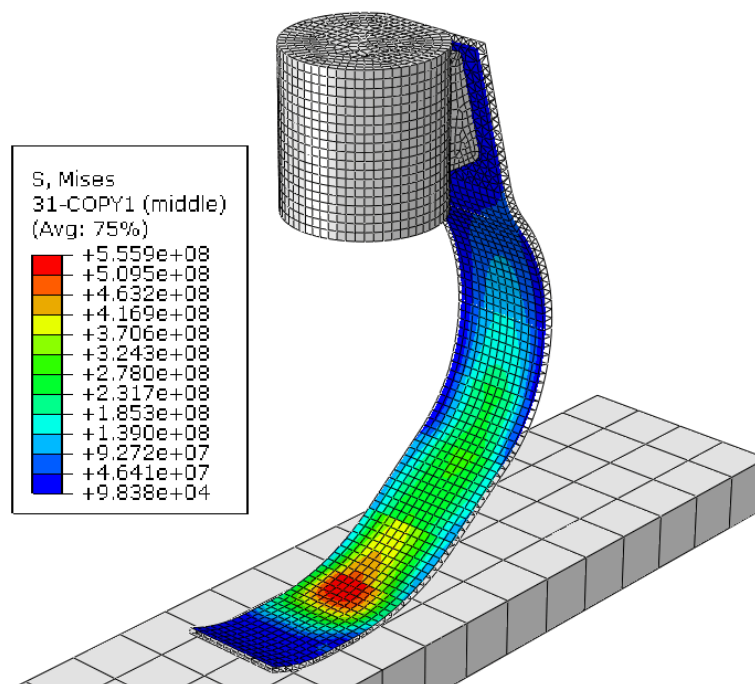
Dijagram ekvivalentnog Von Mises naprezanja za treću varijantu gotovo je identičan dijagramu za drugu varijantu koji je prikazan na slici 31. To znači da razmještanje slojeva i skupina slojeva u konačnici nije značajno utjecalo na maksimalno ekvivalentno naprezanje.

Za povratnu elastičnu energiju vrijedi ista činjenica, nije došlo do značajne promjene u odnosu na varijantu 2. Maksimalna elastična energija iznosi 60 J. Svi kriteriji popuštanja su također zadovoljeni.

4.7.4. Četvrta varijanta

Nakon provedenih numeričkih simulacija na četvrtoj varijanti proteze ustanovljeno je da se maksimalni iznos Von Mises naprezanja pojavljuje u 66. sloju proteze. Maksimalno ekvivalentno Von Mises naprezanje u tom sloju iznosi 556 MPa. Na slici 36 može se vidjeti raspodjela naprezanja u 66. sloju u trenutku kada se pojavljuje maksimalno naprezanje.

Navedeni sloj se nalazi s gornje strane središnje površine, a orijentacija mu je zakrenuta za -30° u odnosu na referentni koordinatni sustav.

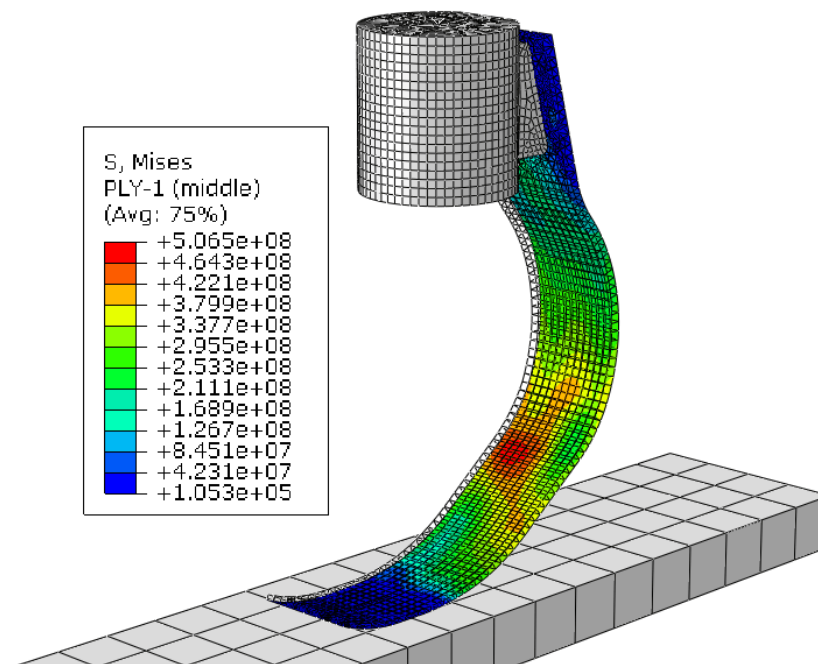


Slika 36. Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u 66. sloju četvrte varijante u trenutku $t = 0.156$ s

Raspodjela ekvivalentnog Von Mises naprezanja po vremenu je veoma slična prethodim dvjema varijantama. Može se zaključiti da obrnuti raspored skupina slojeva nema značajnog utjecaja na naprezanje, kao ni na elastičnu povratnu energiju proteze, s obzirom na to da njezin maksimalni iznos za varijantu 4 također iznosi 60 J. Kriteriji popuštanja su zadovoljeni u svim slojevima kompozitne proteze za varijantu 4.

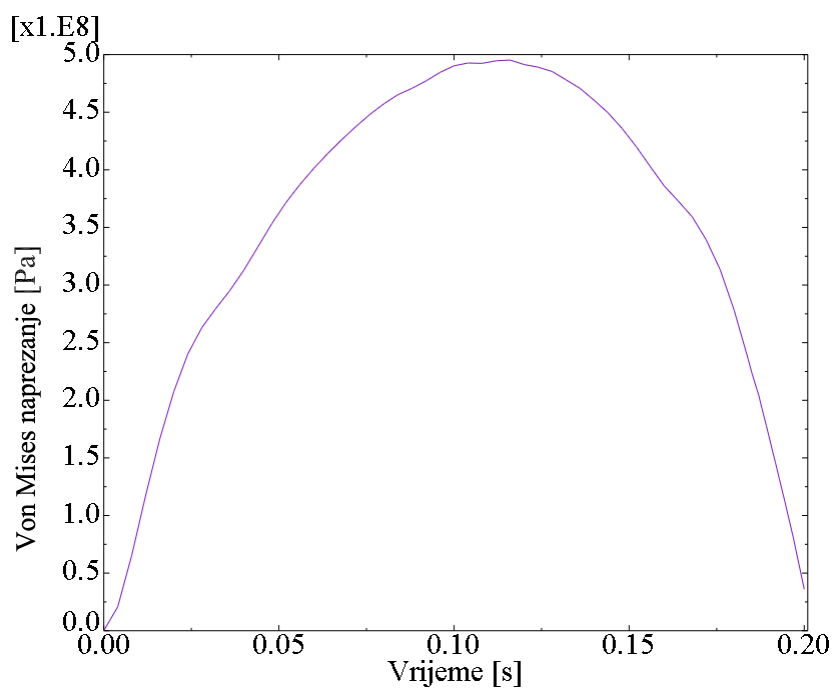
4.7.5. Peta varijanta

Nakon dobivanja rezultata numeričkih analiza za petu varijantu ustanovljeno je da se maksimalni iznos ekvivalentnog Von Mises naprezanja u protezi pojavljuje u prvom sloju proteze te ono iznosi 507 MPa. Na slici 37 je prikazana raspodjela naprezanja u prvom sloju u trenutku $t = 0.116$ s, kada se pojavljuje maksimalno Von Mises naprezanje. Orijentacija vlakana u prvom sloju iznosi 35° u odnosu na referentni koordinatni sustav. Na slici se također može primijetiti da se maksimalno ekvivalentno naprezanje pojavljuje na bitno različitom mjestu u odnosu na prijašnje slučajeve. Isto tako se pojavljuje ranije u odnosu na prethodne varijante, što je posljedica nesimetričnog *layupa*.



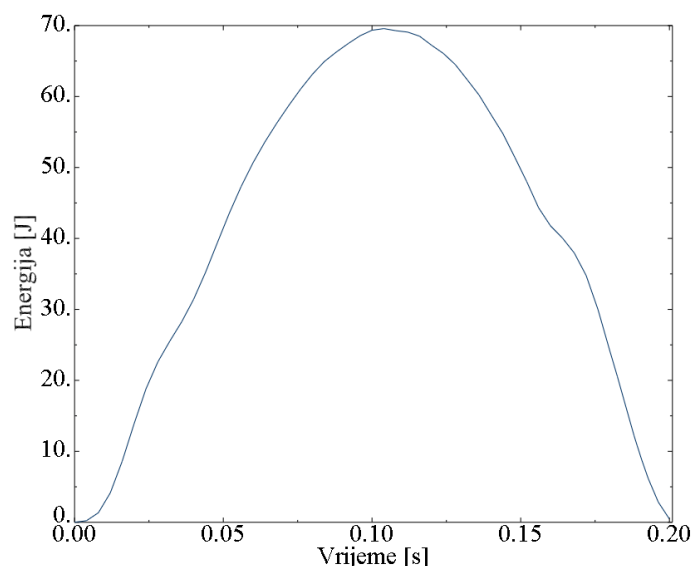
Slika 37. Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u prvom sloju pete varijante u trenutku $t = 0.116$ s

Na slici 38 je prikazano ekvivalentno Von Mises naprezanje u elementu koji se nalazi u području maksimalnog ekvivalentnog naprezanja kroz cijeli vremenski period kontakta proteze s podlogom.



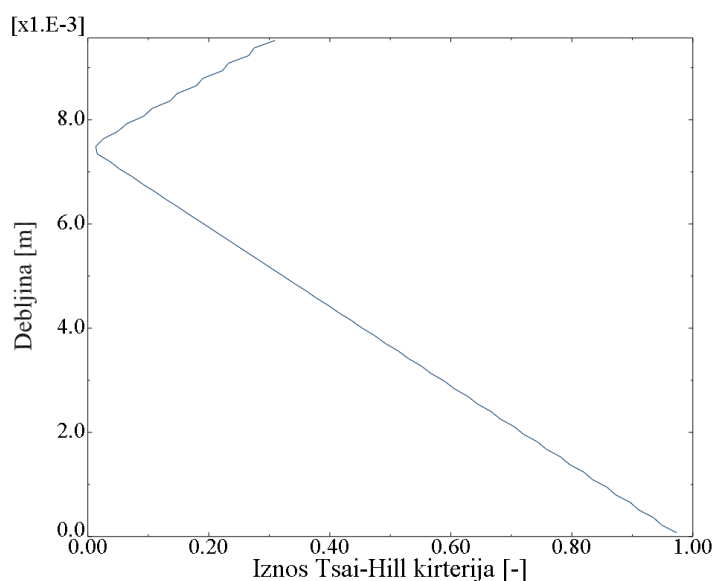
Slika 38. Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za petu varijantu

Iz prethodne slike lako se može vidjeti da se naprezanje puno pravilnije mijenja u vremenu u odnosu na prethodne varijante. Slika 39 prikazuje elastičnu povratnu energiju proteze koja se koristi za odgurivanje od podloge. Maksimalna razina energije za petu varijantu iznosi 70 J, što je najveći iznos u usporedbi s prethodnim varijantama, ali je i ukupno najveći iznos među svim provedenim analizama.



Slika 39. Elastična energija proteze za petu varijantu

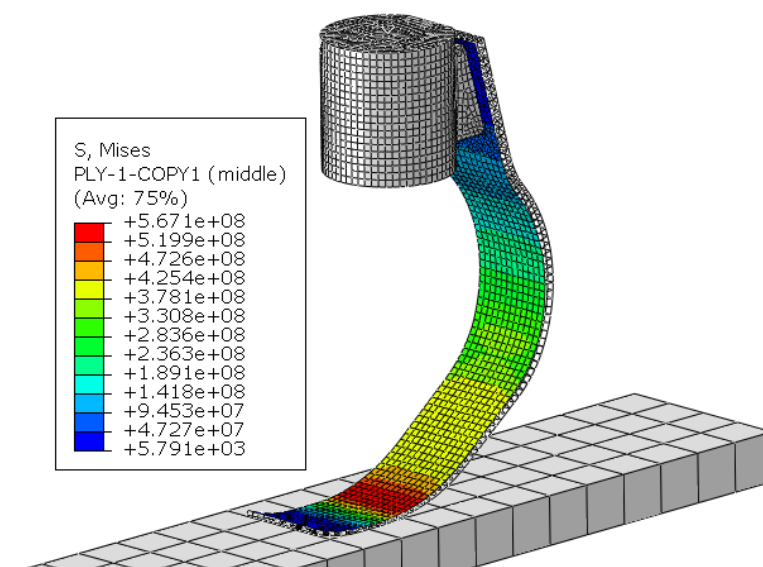
Kriteriji popuštanja su zadovoljeni u svim slojevima kompozitne proteze za varijantu 5. Najveći iznosi kriterija popuštanja je postignut u sloju 1 za Tsai-Hill kriterij te iznosi 0.989, što je jako blizu granici popuštanja kompozita. Njegova raspodjela je prikazana na po debljini elementa slici 40.



Slika 40. Iznos Tsai-Hill kriterija po debljini kritičnog elementa pete varijantu, $t = 0.104$ s

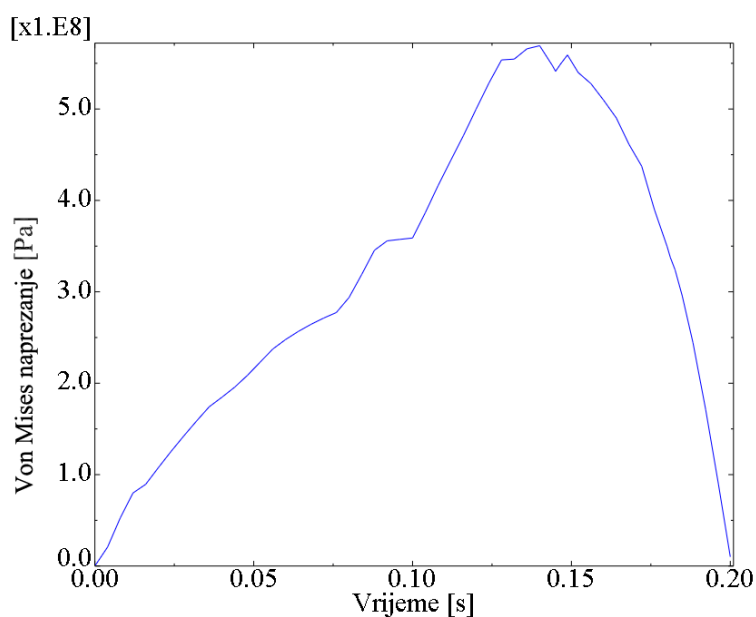
4.7.6. Šesta varijanta

Nakon provedenih simulacija ustanovljeno je da se maksimalni iznos ekvivalentnog Von Mises naprezanja pojavljuje u 96., odnosno zadnjem sloju proteze. Maksimalno Von Mises naprezanje u tom sloju iznosi 567 MPa. Na slici 41 može se vidjeti raspodjela ekvivalentnog Von Mises naprezanja u zadnjem sloju u trenutku $t = 0.140$ s, kada se pojavljuje maksimalno ekvivalentno Von Mises naprezanje.



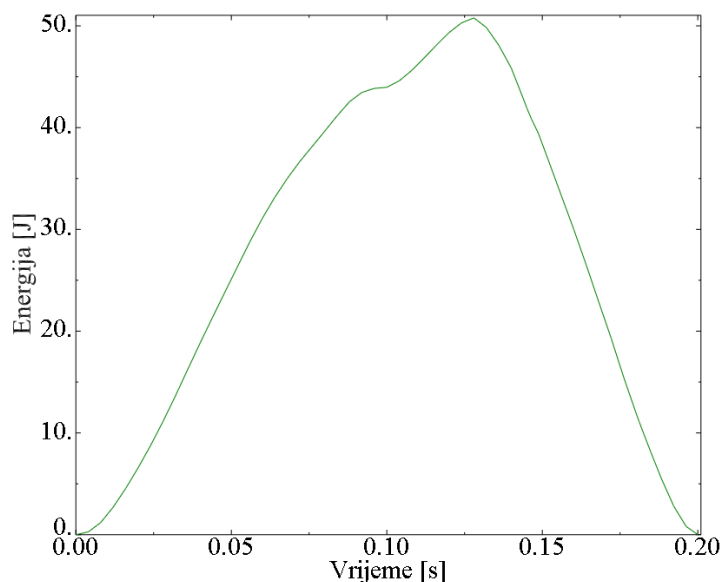
Slika 41. Raspodjela Von Mises naprezanja [Pa] u zadnjem sloju šeste varijante u trenutku $t = 0.140$ s

Na slici 42 prikazano je naprezanje u elementu koji se nalazi u području maksimalnog ekvivalentnog naprezanja kroz cijeli vremenski period kontakta proteze s podlogom.



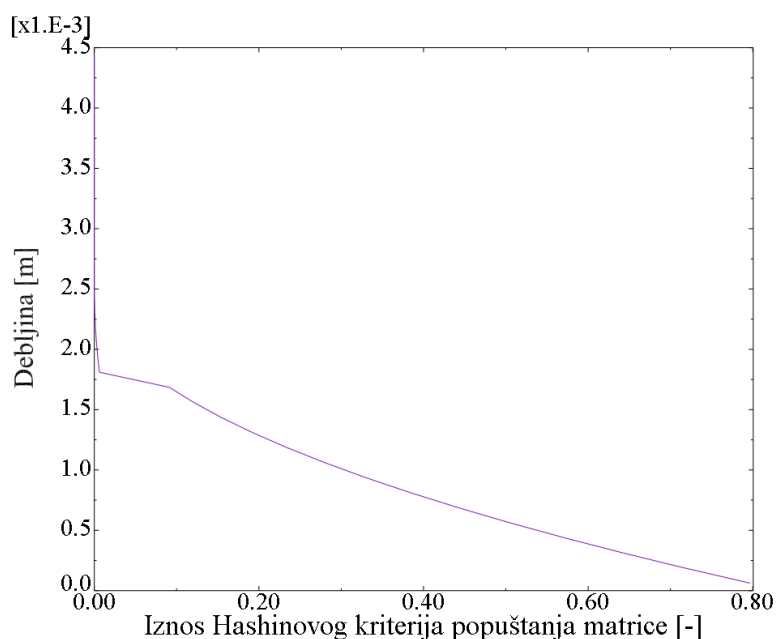
Slika 42. Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za šestu varijantu

Slika 43 prikazuje elastičnu energiju deformiranja proteze koja se koristi za odgurivanje od podloge. Maksimalna razina energije za šestu varijantu iznosi 50 J, što je među nižim rezultatima u usporedbi s drugim varijantama u ovom radu.



Slika 43. Elastična energija proteze za šestu varijantu

Kriteriji čvrstoće su provjereni te su zadovoljeni u svim slojevima kompozitne konstrukcije. Najveći iznos među kriterijima popuštanja ostvaren je u prvom sloju za Hashinov kriterij vlačnog popuštanja matrice u trenutku $t = 0.14$ s te on iznosi 0.789. Slika 44 prikazuje iznos za navedeni kriterij popuštanja po debljini kritičnog elementa.



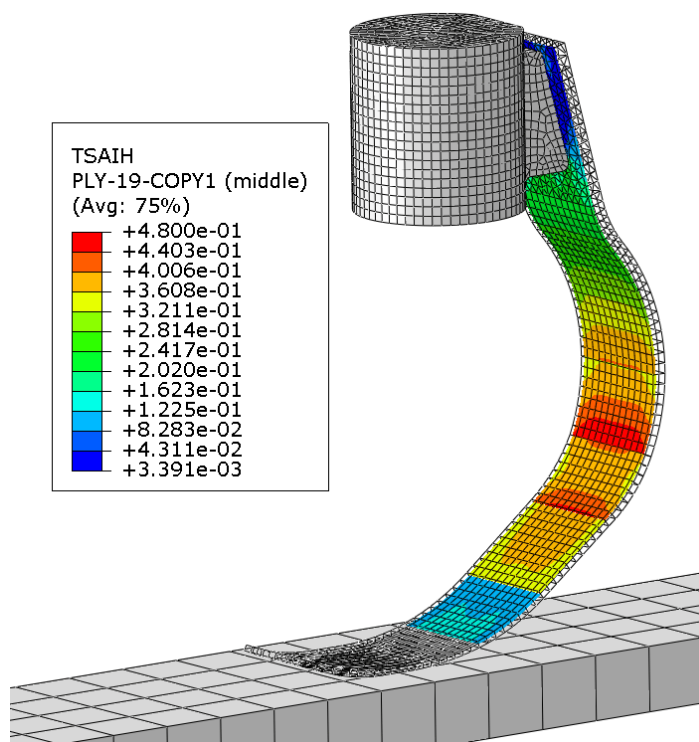
Slika 44. Iznos za Hashinov kriterij vlačnog popuštanja matrice po debljini kritičnog elementa za šestu varijantu, $t = 0.14$ s

4.7.7. Sedma varijanta

Nakon provedenih numeričkih analiza ustanovljeno je da se maksimalni iznos Von Mises naprezanja pojavljuje u prvom sloju proteze. Maksimalno ekvivalentno naprezanje u prvom sloju kompozitne proteze iznosi 543 MPa.

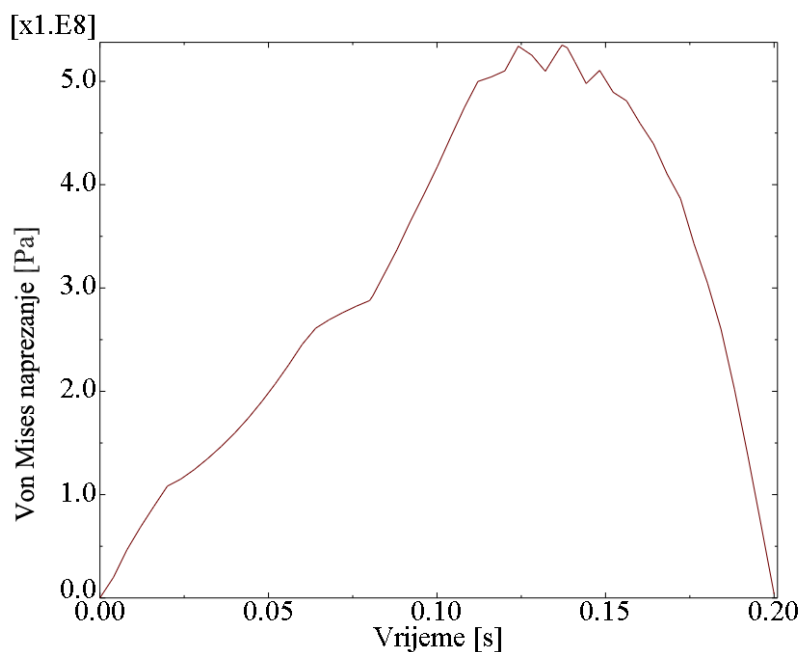
Provjerom kriterija popuštanja je ustanovljeno da je su kriteriji zadovoljeni u svim slojevima. Maksimalni iznos za kriterije popuštanja se pojavio u 78. sloju kompozite proteze za Tsai-Hill kriterij te on iznosi 0.48.

Kevlar je u sedmoj varijanti prisutan samo u unutrašnjosti proteze, a ugljična vlakna u vanjskim slojevima. Navedeni sloj je prvi Kevlar sloj s gornje strane proteze te je orijentiran u smjeru glavne osi referentnog koordinatnog sustava. Slika 45 prikazuje raspodjelu iznosa za Tsai-Hill kriterij u 78. sloju sedme varijante u trenutku $t = 0.108$ s.



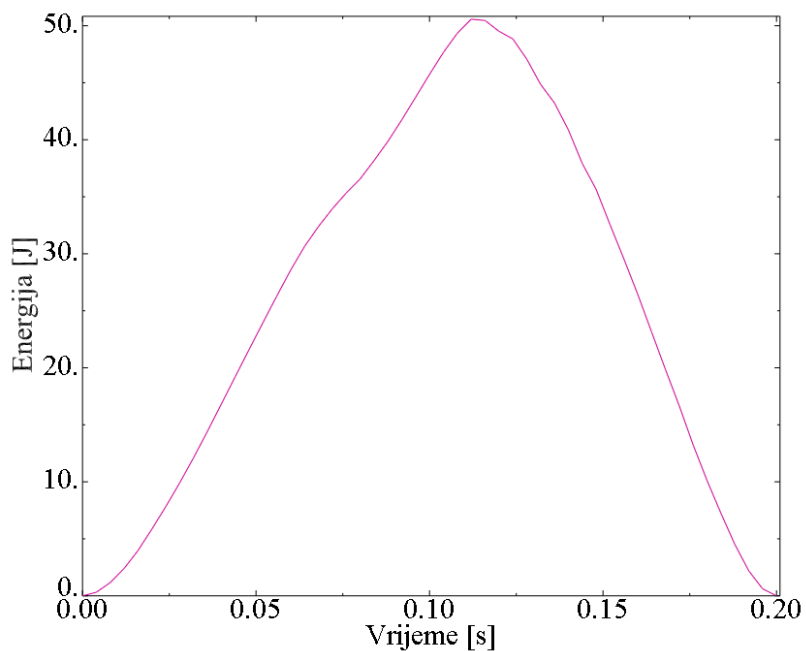
Slika 45. Raspodjela iznosa za Tsai-Hill kriterij u 78. sloju sedme varijante u trenutku $t = 0.108$ s

Na slici 46 prikazano je naprezanje u elementu koji se nalazi u području maksimalnog naprezanja kroz cijeli vremenski period kontakta proteze s podlogom.



Slika 46. Naprezanje u elementu s najvećim Von Miseses naprezanjem za sedmu varijantu

Slika 47 prikazuje povratnu elastičnu energiju proteze koja se koristi za odgurivanje od podloge za sedmu varijantu. Maksimalna razina energije za šestu varijantu iznosi 50 J.



Slika 47. Elastična energija proteze za sedmu varijantu

4.8. Usporedba rezultata

U tablici 9 su prikazane rezultatne veličine prethodnih analiza. U tim varijantama su zadovoljeni kriteriji popuštanja kompozitnih materijala. Međutim, tijekom analiza je bilo i mnogo varijanti koje su odbačene jer ih nisu zadovoljile i zato ti rezultati nisu za usporedbu.

Tablica 9. Usporedba rezultata numeričkih analiza

Varijanta	Max. Von Mises naprezanje [MPa]	Energija [J]
1	545	49
2	556	60
3	559	60
4	556	60
5	507	70
6	567	50
7	543	50

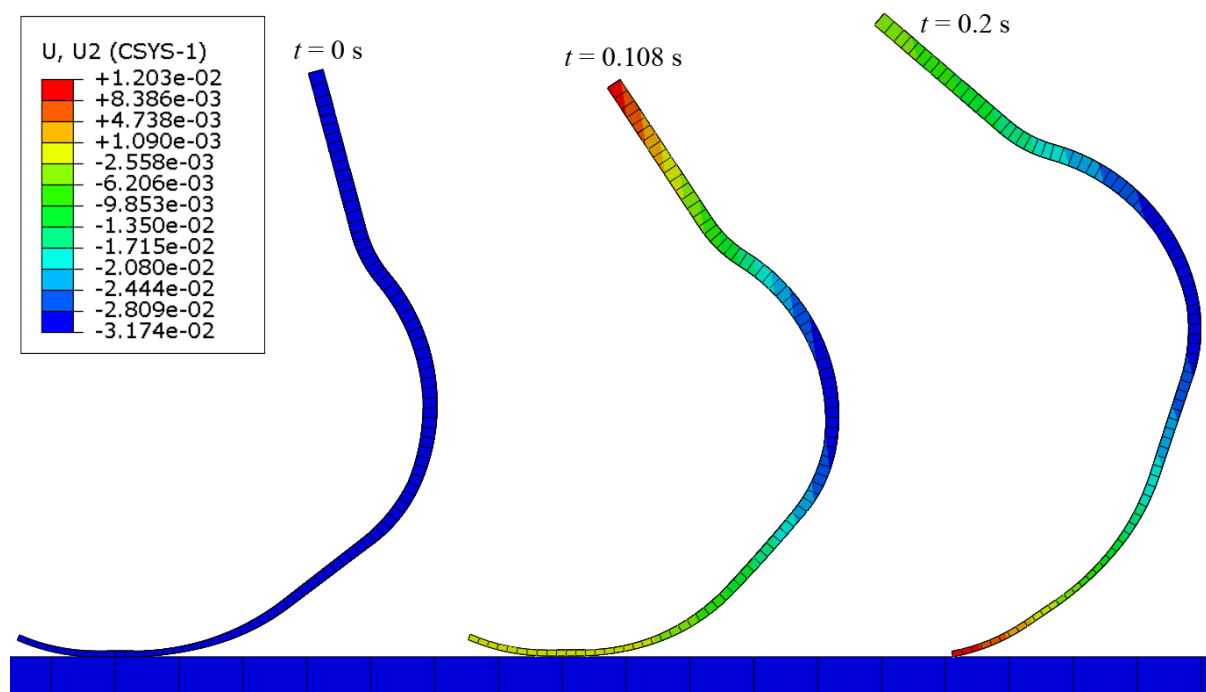
Usporedbom rezultata je lako uočljivo da uglavnom nije bilo velikih promjena u maksimalnim naprežanjima. Jedini rezultat koji tu odskake je naprežanje u varijanti 5.

Na povratnoj energiji koja je skladištena u protezi tijekom opterećivanja mogu se uočiti razlike s određenim promjenama iz varijante u varijantu, a s drugim promjenama nema razlike. Tako se promjenom rasporeda skupina slojeva ne mijenja znatno elastična povratna energija proteze. Najveća promjena energije je uočena s promjenom postavnog kuta vlakana u kompozitu. Povećanjem kuta se smanji krutost proteze i omogućuje se skladištenje više elastične energije. Varijanta 5 ima najveći kut vlakana među svim varijantama te zato ima i najveću uskladištenu povratnu energiju, s iznosom od 70 J. Međutim, ne smije se pretjerati s povećanjem kuta jer postoji mogućnost da kompozitna konstrukcija neće zadovoljiti kriterije popuštanja u određenim slojevima.

Kombinacijom Kevlar vlakana s ugljičnim vlaknima je teško dobiti protezu boljih svojstava u usporedbi s varijantama koje su izrađene isključivo od ugljičnih vlakana. Upotreba Kevlara je ograničena iz razloga što ima slabija mehanička svojstva u odnosu na ugljična vlakna. Iz tog razloga se ne može upotrebljavati na jednak način kao što se upotrebljavaju ugljična vlakna.

Kako bi se dobio bolji dojam o rezultatima numeričkih analiza uspoređeni su vertikalni pomaci proteza za najbolju i najlošiju varijantu s obzirom na povratnu elastičnu energiju. Pogledom na tablicu 9 lako se uoči da je varijanta 1 najlošija s obzirom na povrat elastične energije, a varijanta 5 najbolja. Rezultati pomaka se odnose na gornji dio proteze, s obzirom na to da je postavljen fiksni koordinatni sustav u ravnini podloge te je na taj način mjeren vertikalni pomak U_2 . Ležište proteze se je za potrebe usporedbe uklonilo iz rezultata, kako bi se rješenja mogla očitati lakše i točnije.

Na slici 48 je prikazan vertikalni pomak prve varijante u početnoj fazi ($t = 0$ s), u fazi s maksimalnom vrijednošću te u posljednjoj fazi ($t = 0.2$ s), u odrazu s podloge. Maksimalne vrijednosti vertikalnog pomaka postignute su za $t = 0.108$ s i prikazane su u legendi.

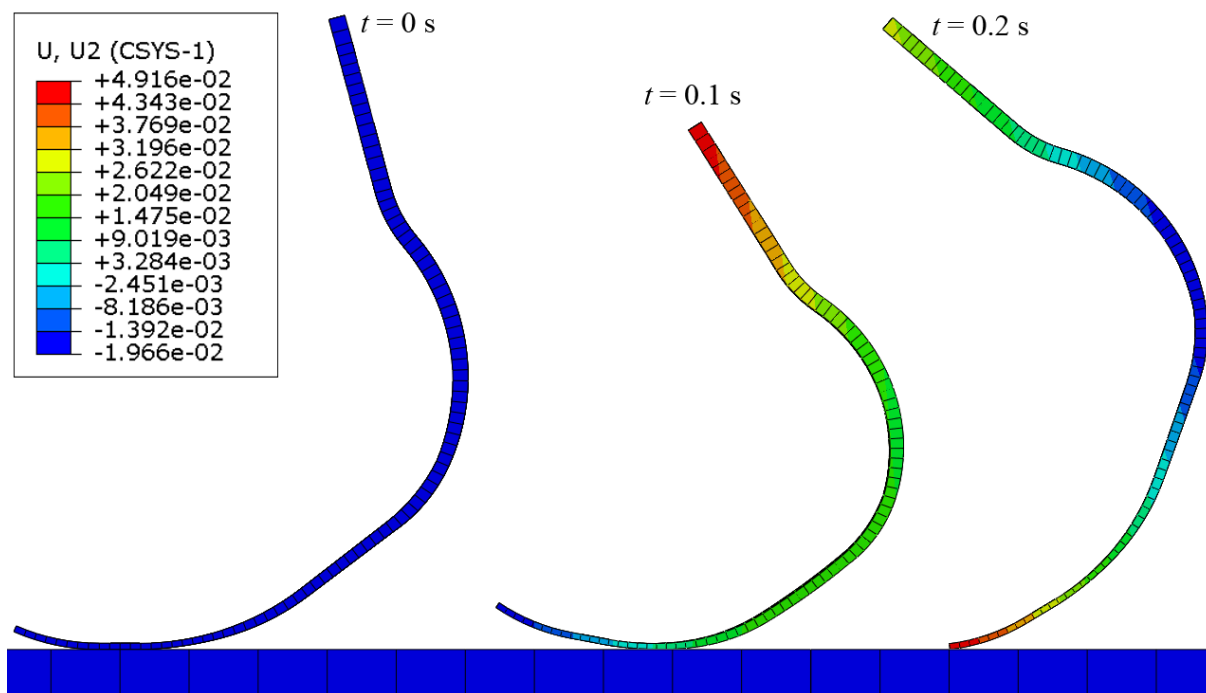


Slika 48. Vertikalni pomak proteze za varijantu 1 u ključnim trenucima [m]

Iz slike 48 se može iščitati da vertikalni pomaci kod prve varijante nisu veliki, svega 12 mm. Ova varijanta proteze je previše kruta da bi se mogla efikasno koristiti u sportske svrhe. Osim nedostatka povrata energije može se pretpostaviti da je smanjeno i svojstvo apsorpcije udara prilikom trčanja, što može uzrokovati ozljede kod sportaša.

Za razliku od varijante 1, varijanta 5 kompozitne trkaće proteze ima svojstva povrata energije koja su približno jednaka komercijalnim trkaćim protezama [44]. Na slici 49. su također prikazana tri položaja proteze: početni položaj, položaj kod maksimalnog vertikalnog pomaka

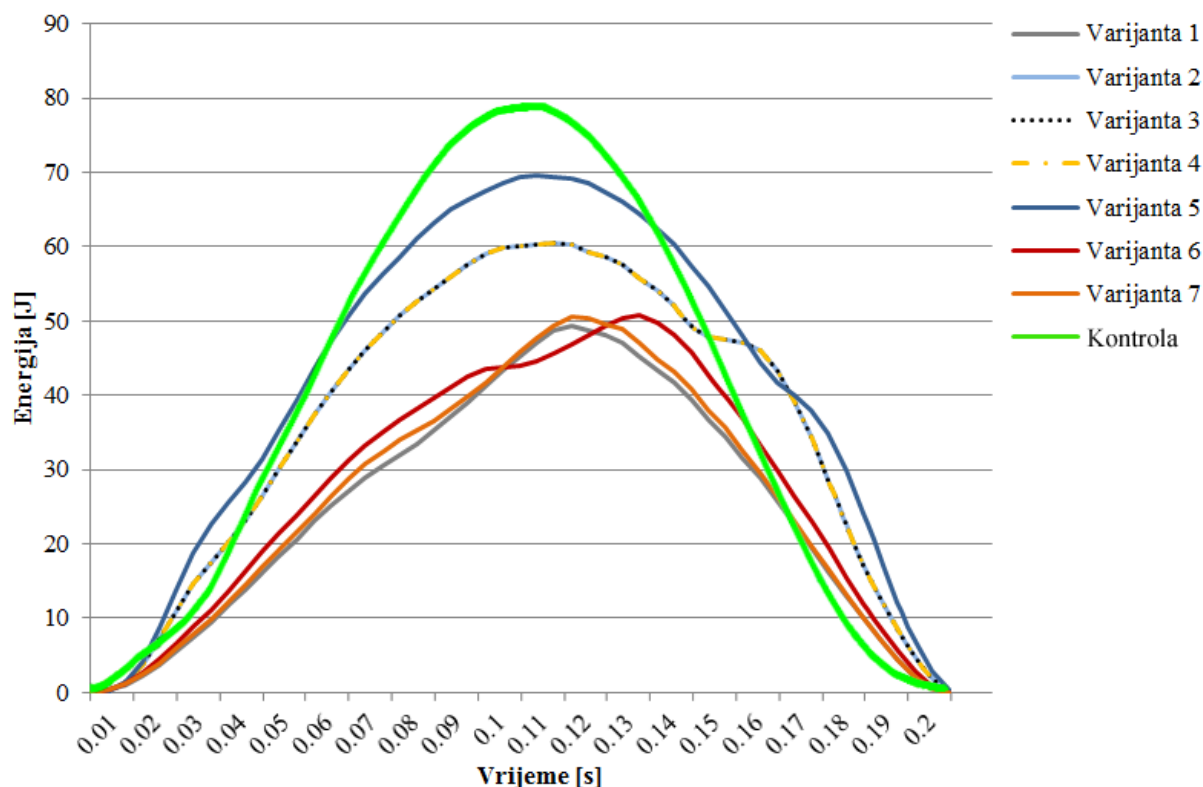
te završni položaj, tj. odraz s podloge. Kompozitna proteza u varijanti 5 postiže maksimalne vrijednosti vertikalnog pomaka za $t = 0.100$ s.



Slika 49. Vertikalni pomak proteze za varijantu 5 [m]

Na pogled je očita razlika u vertikalnom pomaku proteze između slike 48 i slike 49. Iz slike 50 može se iščitati da maksimalni vertikalni pomak iznosi 0.049 m ili 49 mm. Očito je da je varijanta 5 trkaće proteze elastičnija te se može pretpostaviti da ima i bolje svojstvo apsorpcije udara tijekom trčanja.

Kako bi se razlike u elastičnoj energiji deformiranja za različite varijante trkaće proteze najbolje predočile, potrebno ih je direktno usporediti. To je napravljeno tako da su dijagrami elastične energije svih varijanti prikazani u jednom zajedničkom dijagramu. Osim varijanti proteze koje su bile predmet numeričkih analiza potrebno je usporediti i elastičnu energiju komercijalne proteze kako bi se mogao dobiti dojam o točnosti dobivenih rezultata. Na slici 50 su prikazane raspodjele elastičnih energija po vremenu za svih sedam varijanti te kontrolne, odnosno komercijalne proteze čiji su podaci dobiveni iz znanstvenog rada [44].



Slika 50. Usporedba elastičnih energija deformiranja svih varijanti proteze te kontrolne trkaće proteze, prema rezultatima iz [44]

Pogledom na sliku 50 može se vidjeti da je krivulja elastične energije deformiranja varijante 5 najbliža kontrolnoj krivulji komercijalne trkaće proteze. Treba napomenuti da je geometrija komercijalne proteze znatno drugačija od razmatrane proteze preuzete iz patenta. Materijalni sastav kao i orijentacija slojeva komercijalne kompozitne proteze nisu navedeni u [44]. Usporedba s kontrolnom protezom je napravljena radi validacije numeričkih rezultata u ovom radu čime je ustanovljeno da red veličine iznosa elastične energije deformiranja koji je dobiven u numeričkim analizama odgovara redu veličine elastične energije kontrolne proteze.

5. ZAKLJUČAK

Važan aspekt u pružanju bolje učinkovitosti kod trkaćih proteza je povrat energije tijekom trčanja. Iz tog razloga je potrebno pronaći kompozit sa zadovoljavajućim mehaničkim svojstvima. U tu svrhu se provode analize pomoću kojih je može dobiti uvid u različite kompozitne sastave i njihovo ponašanje.

Kompozitna proteza koja je bila predmet numeričke analize je po navedenom patentu izrađena od hibridnog kompozitnog materijala koji se sastoji od ugljičnih vlakana i Kevlara. U literaturi nije bilo moguće pronaći mehanička svojstva za takav materijal. Iz tog razloga su u numeričkim simulacijama korištena dva kompozitna materijala s poznatim mehaničkim svojstvima, od kojih je jedan izrađen od Kevlara, a drugi od ugljičnih vlakana.

Dinamičkim analizama na sedam različitih kompozitnih varijanti jedne proteze je utvrđeno da najveći učinak na povrat elastične energije ima upravo kut vlakana. Orijentacija pojedinih slojeva je bitna stavka u konačnim rezultatima. Povećanjem otklona vlakana u odnosu na referentni koordinatni sustav povećava se elastičnost ukupne konstrukcije te se smanjuju maksimalna Von Mises naprezanja. Sposobnost za pohranjivanje elastične energije se također povećava s većim kutom otklona. Potrebno je smanjiti krutost trkaće proteze dovoljno da ona može djelovati kao lisnata opruga, ali se ne smije odrediti preveliki kut vlakana jer bi u protivnom moglo doći do popuštanja kompozita zbog slabijih svojstava vlakana u poprečnom smjeru i drugih faktora koji se uzimaju u obzir u kriterijima popuštanja.

Numeričkim simulacijama je također utvrđeno da raspored skupina slojeva nema značajnu ulogu povećanju, odnosno smanjenju koncentracije naprezanja i maksimalnih Von Mises naprezanja. Isto tako ne utječe ni na sposobnost pohranjivanja i povrata elastične energije.

Pored navedenih činjenica također je utvrđeno da je teško (ali ne i nemoguće) kombinirati Kevlar i ugljična vlakna kako bi se dobio kompozit sa zadovoljavajućim karakteristikama.

LITERATURA

- [1] Rajčuková, V., Michalíková, M., Bednarčíková, L., Balogová, A., Živčák, J.: Biomechanics of Lower Limb Prostheses, *Procedia Engineering* 2014., br. 96, str. 382 – 391.
- [2] Sellegren Kim R.: An Early History of Lower Limb Amputations and Prostheses, *Iowa Orthopaedic Journal* 1982., br. 2, str. 13-27.
- [3] Wikipedia: <https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis#History>, svibanj 2018.
- [4] University of Basel: <https://www.unibas.ch/en/News-Events/News/Uni-Research/A-Wooden-Toe-Swiss-Egyptologists-Study-3000-Year-Old-Prosthesis.html>, ožujak 2018.
- [5] UNYQ: <http://unyq.com/the-history-of-prosthetics/>, svibanj 2018.
- [6] Fliegel O., Feuer S.G.: Historical Development of Lower-Extremity Prostheses, *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal* 1966., br. 20, str. 313-324.
- [7] Wellcome Collection: <https://wellcomecollection.org/works/uegv4fba>, travanj 2018.
- [8] Amputee Coalition: <https://www.amputee-coalition.org/resources/a-brief-history-of-prosthetics/>, travanj 2018.
- [9] Ottobock HR: <https://www.ottobock.hr/osnovne-informacije/>, svibanj 2018.
- [10] Ottobock UK: https://www.ottobock.co.uk/prosthetics/lower-limb-prosthetics/prosthetic-product-systems/genium_x3-prosthetic-leg/, svibanj 2018.
- [11] Ottobock US: <https://www.ottobockus.com>, travanj 2018.
- [12] Rosalam C.M.: Natural based biocomposite material for prosthetic socket fabrication, *Alam Cipta* 2012., br. 5, str. 27-34.
- [13] Physiopedia: https://www.physio-pedia.com/Complications_post_amputation, svibanj 2018.
- [14] Bouch E., Burns K., Geer E., Fuller M., Rose A.: Guidance for the multi disciplinary team on the management of postoperative residuum oedema in lower limb amputees, *BACPAR*, 2012.
- [15] Airaksinen O., Kolari P.J., Herve R., Holopainen R.: Treatment of post- traumatic oedema in lower legs using intermittent pneumatic compression 1988, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1988., br. 20, str. 25-28.

- [16] Coulston J. E., Tuff V., Twine C. P., Chester J. F., Eyers P. S., Stewart A. H. R.: Surgical Factors in the Prevention of Infection Following Major Lower Limb Amputation, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 2012., br. 43, str. 556-560.
- [17] McIntosh J., Earnshaw J. J.: Antibiotic Prophylaxis for the Prevention of Infection after Major Limb Amputation, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 2009., br. 37, str. 696-703.
- [18] Wasner G., Schattschneider J., Binder A., Baron R.: Complex regional pain syndrome- diagnostic mechanisms, CNS involvement and therapy, *Spinal Cord* 2003., br. 41, str. 61-75.
- [19] The London Prosthetic Centre:
http://thelondonprosthetics.com/patient_education/prosthetic_problems/, svibanj 2018.
- [20] Scholz M.S., Blanchfield J.P., Bloom L.D., Coburn B.H., Elkington M., Fuller J.D., Gilbert M.E., Muflahi S.A., Pernice M.F., Rae S.I., Trevarthen J.A., White S.C., Weaver P.M., Bond I.P.: The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review, *Composites Science and Technology* 2011., br. 71, str. 1791-1803.
- [21] Dale A., Berry C.P.: Composite Materials for Orthotics and Prosthetics, *Orthotics and Prosthetics* 1986., br. 40, str. 35-43.
- [22] Cooney T.: Clinical Appretiation of Modern Composite Materials, London
- [23] Smojver I.: *Mehanika kompozitnih materijala*, Zagreb 2007.
- [24] Kumar S., Gupta V.B.: *Manufactured Fibre Technology: Manufactured fibers for high performance, industrial and non-conventional applications*, Springer Science+Business Media, Dordrecht, 1997.
- [25] Wikipedia: https://en.wikipedia.org/wiki/Glass_fiber, travanj 2018.
- [26] Kauffman G.B.: Rayon – The First Semi-Synthetic Fibre Product, *Journal of Chemical Education* 1993., br. 70, str. 887-893.
- [27] Wikipedia: https://en.wikipedia.org/wiki/Carbon_fibers, travanj 2018.
- [28] DuPont: Technical Guide for Kevlar Aramid Fiber, 2017.
- [29] DuPont: <http://www.dupont.com/>, travanj 2018.
- [30] Nolan L.: Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review, *Foot and Ankle Surgery* 2008., br. 14, str. 125-129.
- [31] ÖSSUR: <https://www.ossur.com/americas>, travanj 2018.

- [32] Laferrier J.Z., Gailey R.: Advances in Lower- limb Prosthetic Technology, Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America 2010., br. 21, str. 87-110.
- [33] Bonacini D.: Method for positioning a bracket-fixable running foot for lower limb prosthesis, European Patent Office 2011., Bulletin 2011/39.
- [34] Soden P., Hinton M., and Kaddour A.: Lamina properties, lay-up configurations and loading conditions for a range of fibre-reinforced composite laminates, Composites Science and Technology 1998., br. 58, str. 1011-1022.
- [35] Kasavajhala A. R. M., Gu L.: Fracture analysis of Kevlar-49/epoxy and e-glass/epoxy doublers for reinforcement of cracked aluminium plates, Composite Structures 2011., br. 93, str. 2090-2095.
- [36] Abaqus/CAE User's Manual:
<https://www.sharcnet.ca/Software/Abaqus610/Documentation/docs/v6.10/books/usi/default.htm?startat=pt04ch24s01.html>, lipanj 2018.
- [37] Abaqus Analysis User's Manual:
<https://www.sharcnet.ca/Software/Abaqus610/Documentation/docs/v6.10/books/usb/default.htm?startat=pt06ch26s06abo25.html>, lipanj 2018.
- [38] Abaqus Analysis User's Guide:
<http://license.mech.northwestern.edu:2080/v6.13/books/usb/default.htm?startat=pt06ch30s03ael23.html>, srpanj 2018.
- [39] McGowan C. P., Grabowski A. M., McDermott W. J., Herr H. M., Kram R.: Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses, Journal of the Royal Society Interface 2012., br. 9, str. 1975-1982.
- [40] Jones R. M.: Mechanics of Composite Materials, Taylor & Francis, Philadelphia 1999.
- [41] Mohite P. M.: Hashin's Failure Criteria for Unidirectional Fibre Composites, Indian Institute of Technology Kanpur: Department of Aerospace Engineering.
- [42] Hashin Z.: Failure Criteria for Unidirectional Fibre Composites, Journal of Applied Mechanics 1980., br. 47, str. 329-334.
- [43] Abaqus Analysis User's Manual:
<http://130.149.89.49:2080/v6.10ef/books/usb/default.htm?startat=pt05ch21s03abm44.html>, lipanj 2018.

- [44] Rigney S. M., Simmons A., Kark L.: Concurrent Multibody and Finite Element Analysis of the Lower-Limb During Amputee Running, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) 2015., str. 2434-2437.